

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**

①9 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ Übersetzung der  
europäischen Patentschrift

②7 EP 0 494 943 B1

⑩ DE 690 22 063 T 2

⑤1 Int. Cl.<sup>8</sup>:  
A61 B 19/00

②1	Deutsches Aktenzeichen:	690 22 063.4
②8	PCT-Aktenzeichen:	PCT/FR90/00714
②6	Europäisches Aktenzeichen:	90 915 319.9
②7	PCT-Veröffentlichungs-Nr.:	WO 91/04711
②6	PCT-Anmeldetag:	5. 10. 90
②7	Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung:	18. 4. 91
②7	Erstveröffentlichung durch das EPA:	22. 7. 92
②7	Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA:	30. 8. 95
④7	Veröffentlichungstag im Patentblatt:	13. 6. 96

③0 Unionspriorität: ③2 ③3 ③1

05.10.89 FR 8913028

⑦3 Patentinhaber:

Deemed International, Paris, FR

⑦4 Vertreter:

Grättinger und Kollegen, 82319 Starnberg

⑧4 Benannte Vertragsstaaten:

AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, IT, LI, LU, NL, SE

⑦2 Erfinder:

HENRION, Joël, F-51600 Suippes, FR; SCRIBAN,  
Michel, F-69360 Ternay, FR; THIEBAUT,  
Jean-Baptiste, F-75005 Paris, FR; UHL,  
Jean-François, F-75016 Paris, FR

⑥4 LOKAL ANGREIFENDES INTERAKTIVES SYSTEM INNERHALB EINER NICHTHOMOGENEN STRUKTUR.

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patentamt inhaltlich nicht geprüft.

DE 690 22 063 T 2

DE 690 22 063 T 2

BE

Die Erfindung betrifft ein interaktives System für einen lokalen Eingriff im Inneren einer Zone einer nicht homogenen Struktur.

Die Durchführung von lokalen Eingriffen im Inneren einer nicht homogenen Struktur, wie beispielsweise Operationen der intrakranialen Chirurgie, der orthopädischen Chirurgie, werfen derzeit das Problem der Optimierung des oder der Eingriffswege auf, um einerseits einen vollständigen Eingriff in der Zone oder Struktur von Interesse, wie beispielsweise ein zu behandelnder oder zu untersuchender Tumor, und andererseits eine minimale Schädigung der Zonen zu gewährleisten, die an die Zone von Interesse angrenzen oder mit ihr verbunden sind, wobei dies die Lokalisierung und sodann die Auswahl der Zonen der nicht homogenen Struktur voraussetzt, die am wenigsten empfindlich gegen ihre Durchdringung oder am wenigsten beschädigbar im Hinblick auf die Integrität der Struktur sind.

Zahlreiche Arbeiten, die eine Lösung des vorgenannten Problems zum Ziel haben, wurden bis heute veröffentlicht. Darunter kann der Artikel mit dem Titel "Three Dimensional Digitizer (Neuro-navigator): New Equipment for computed Tomography - Guided Stereotaxic Surgery" genannt werden, veröffentlicht von Eiju Watanabe, M.D., Takashi Watanabe, M.D., Shinya Manaka, M.D., Yoshiaki Mayanagi, M.D., und Kintomo Takakura, M.D. Department of Neurosurgery, Faculty of Medicine, University of Tokyo, Japan, in der Zeitschrift Surgery Neurol. 1987: 27 S. 543-547 von Elsevier Science Publishing Co., Inc., und der Artikel "Neurochirurgie Assistée par Ordinateur", J. Trémolières, Zeitschrift Electronique Applications, Nr. 58, Februar-März 1988, Seiten 67-70. Das Patent WO-A-88 09151 stellt eine ähnliche Ausrüstung vor.

In den vorgenannten Veröffentlichungen werden insbesondere ein System und ein Arbeitsverfahren beschrieben, auf deren Grundlage es ein Ortungssystem für

eine dreidimensionale Position des Typs Taster ermöglicht, die dreidimensionalen Positionskoordinaten einer nicht homogenen Struktur, wie beispielsweise des Kopfes eines Patienten, der einem neurochirurgischen Eingriff unterzogen wird, zu erfassen und sodann in Abhängigkeit von der relativen Position der nicht homogenen Struktur eine Reihe von entsprechenden Bildern in Übereinstimmung zu bringen, die von zweidimensionalen Schnittbildern nach einer willkürlichen Richtung dargestellt werden, die vorher mittels eines medizinischen Abbildungsverfahrens vom Typ "Scanner" hergestellt wurden.

Das vorgenannte System und Arbeitsverfahren sind für den Arzt, der die Eingriffe durchführt, von gewissem Interesse, da dieser während des Eingriffs, abgesehen von der direkten Sicht des Eingriffs, über zumindest eine zweidimensionale Schnittansicht verfügt, die es ihm ermöglicht, in der Schnittebene die Situation der Durchführung des Eingriffs zu bewerten.

Allerdings ist es aufgrund der Ausführung des vorgenannten Systems und Arbeitsverfahrens selbst weder möglich, eine genaue Darstellung der Situation der Durchführung des Eingriffs zu erhalten, noch eine teilweise oder vollkommen automatische Steuerung des Eingriffs nach einem bestimmten Programm zur Orientierung des Instruments vor dem Eingriff zu erzielen.

Ein solches System und ein solches Arbeitsverfahren können somit nicht jegliche Gefahr eines Artefakts ausschließen, da der Eingriff weiterhin nur vom Arzt gesteuert wird.

Aus dem Artikel "Neurochirurgie assistée par ordinateur", Jacques Trémolières, Electronique Applications, Nr. 58, Februar-März 1988, Paris, S. 67-70, ist auch ein interaktives System nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1 bekannt. Ein solches System weist allerdings Nachteile und insbesondere Gefahren von Fehlern in der Korrelation zwischen dem Bezugssystem des Pati-

enten und jenem der auf dem Bildschirm gezeigten Bilder auf. Dies kann zu erheblichen Abweichungen zwischen einem Weg, der am Bildschirm veranschlagt wird, und dem tatsächlichen Weg in der Struktur führen.

Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist es, dies Nachteile zu vermeiden und insbesondere ein System zu schaffen, das jederzeit eine möglichst genaue Korrelation zwischen einer Modellierung des Eingriffs am Bildschirm und dem eigentlichen Eingriff ermöglicht.

Ein weiterer Erfindungsgegenstand ist auch die Verwirklichung eines Systems, das es ermöglicht, eine optimale Bahn für die Orientierung des Werkzeugs zu simulieren, um einen unterstützten oder gänzlich programmierten Eingriff darzustellen.

Schließlich besteht ein Gegenstand der vorliegenden Erfindung darin, ein System vorzuschlagen, das es ermöglicht, anhand der simulierten Bahn und dem programmierten Eingriff die Verschiebung des Instruments oder Instrumentariums auf der Bahn zu steuern, um den programmierten Eingriff zu verwirklichen.

Die Erfindung schlägt in diesem Zusammenhang ein interaktives System für den lokalen Eingriff im Inneren einer Zone einer nicht homogenen Struktur vor, wie in Anspruch 1 definiert.

Bevorzugte Aspekte der vorliegenden Erfindung sind in den Unteransprüchen dargelegt.

Eine detailliertere Beschreibung des erfindungsgemäßen Systems folgt im nachstehenden unter Bezugnahme auf die Zeichnungen, wobei:

- Figur 1 eine allgemeine Ansicht eines interaktiven Systems für einen lokalen Eingriff im Inneren einer Zone einer nicht homogenen Struktur nach der vorliegenden Erfindung darstellt,

- Figur 2 in dem Fall, in dem die nicht homogene Struktur vom Kopf eines Patienten gebildet wird, und im Hinblick auf einen neurochirurgischen Eingriff eine Referenzstruktur darstellt, die mit der nicht homogenen

Struktur verbunden ist und es ermöglicht, eine Korrelation zwischen einem Bezugssystem "Patient" und einem Bezugssystem von Bildern des Patienten, die vorher hergestellt und gespeichert wurden, herbeizuführen,

- Figur 3 eine bevorzugte Durchführungsart der Raumverteilung der Referenzstruktur aus Figur 2 darstellt,

- Figur 4 eine bevorzugte Durchführungsart der Eingriffsmittel darstellt, die auf einem Operationstisch bei einem neurochirurgischen Eingriff angebracht sind,

- die Figuren 5a und 5b ein allgemeines Organigramm von Funktionsetappen darstellen, die von dem System eingesetzt werden,

- die Figuren 7 und 8 Organigramme von Programmen darstellen, die den Einsatz von gewissen Funktionsetappen aus Figur 5b ermöglichen,

- Figur 9a ein Organigramm eines Programms darstellt, das den Einsatz einer Funktionsetappe aus Figur 5a ermöglicht,

- Figur 9b ein Organigramm eines Programms darstellt, das den Einsatz einer weiteren Funktionsetappe aus Figur 5a ermöglicht,

- die Figuren 10a und 10b ein allgemeines Organigramm der aufeinanderfolgenden Etappen eines interaktiven Dialogs zwischen dem System der vorliegenden Erfindung und dem Arzt, der den Eingriff durchführt, darstellen, und

- Figur 10c ein allgemeines Organigramm der Funktionsetappen darstellt, die nacheinander von dem erfindungsgemäßen System vor dem Eingriff, direkt vor dem Eingriff, während des Eingriffs und nach dem Eingriff erfüllt werden.

Das erfindungsgemäße interaktive System für einen lokalen Eingriff wird zuerst in Verbindung mit Figur 1 beschrieben.

Eine nicht homogene Struktur, bezeichnet mit NHS, in der ein Eingriff durchgeführt werden soll, wird beispielsweise vom Kopf eines Patienten gebildet, in dem ein neurochirurgischer Eingriff durchgeführt werden soll. Es versteht sich jedoch, daß das Eingriffssystem für die Durchführung jeder Art von Eingriff in jeder Art von nicht homogener Struktur verwendet werden kann, in deren Inneren Struktur- und/oder Funktionseinheiten oder -elemente hervorgehoben werden können und deren Integrität während des Eingriffs möglichst beibehalten werden soll.

Das System umfaßt Mittel 1 zur dynamischen Anzeige in dreidimensionaler Abbildung in bezug auf ein erstes Bezugssystem  $R_1$  einer Darstellung (DSR) einer Referenzstruktur RS (im nachfolgenden beschrieben), die mit der NHS-Struktur verbunden ist, sowie einer Darstellung oder Modellierung der nicht homogenen Struktur DNHS.

Genauer ermöglichen es die Mittel 1, eine Vielzahl aufeinanderfolgender dreidimensionaler Bilder aus verschiedenen Winkeln der Darstellungen DNHS und DRS anzuzeigen.

Das Eingriffssystem umfaßt auch Mittel 2, um die Strukturen NHS und RS in bezug auf ein zweites Bezugssystem  $R_2$  in eine feste Position zu bringen.

In dem vorliegenden, nicht einschränkenden Beispiel, wird der Kopf des Patienten, der die Referenzstruktur RS trägt, auf einem Operationstisch OT fixiert, auf dem die Mittel 2 für die Fixierung in einer festen Position angebracht sind.

Natürlich wurde der Patient, dessen Kopf in den Mitteln 2 für die Fixierung in einer festen Position fixiert wurde, vorher der üblichen Vorbereitung unterzogen, um den Eingriff an ihm zu ermöglichen.

Die Mittel 2 für die Fixierung in einer festen Position in bezug auf  $R_2$  werden nicht im Detail beschrieben, denn sie können von jeglichem Mittel (wie beispielsweise einem Haltehelm) gebildet werden, das

normalerweise im Bereich der Chirurgie oder der Neurochirurgie angewandt wird. Das Bezugssystem  $R_2$  kann willkürlich als dreiflächiges Bezugs-Drei-Rechteck definiert werden, das mit dem Operationstisch OT verbunden ist, wie in Figur 1 dargestellt.

Ferner sind Ortungsmittel 3 in bezug auf das zweite Bezugssystem  $R_2$  der Koordinaten  $X_2$ ,  $Y_2$ ,  $Z_2$  irgendwelcher Punkte und insbesondere einer gewissen Zahl von Basispunkten der Referenzstruktur RS vorge-  
sehen.

Diese Basispunkte, die die Referenzstruktur RS darstellen, können von gewissen Knotenpunkten und/oder Markierungen gebildet werden, die auf dem Patienten in Positionen angebracht wurden, die von dem Arzt ausgewählt wurden, insbesondere in diesen Knotenpunkten.

Das erfindungsgemäße System umfaßt ferner Berechnungsmittel 4, die von den Ortungsmitteln 3 die Koordinaten  $X_2$ ,  $Y_2$ ,  $Z_2$  erhalten.

Die Berechnungsmittel 4, sind, wie dies im Detail im nachfolgenden zu sehen ist, dermaßen ausgeführt, daß sie optimale Instrumentarien zur Bezugssystemübertragung ausarbeiten, einerseits unter Verwendung der Koordinaten in  $R_2$ , die von dem Taster 3 gemessen werden, von einer Vielzahl von Basispunkten der Struktur RS und andererseits der Koordinaten in  $R_1$ , die von Graphikinstrumentarien des Rechners MO1 (Anpeilung mit der Maus usw.) bestimmt werden, von den Bildern der entsprechenden Basispunkte in der Darstellung DRS, um die bestmögliche Korrelation zwischen den in den Informatikausrüstungen modellierten Informationen und den entsprechenden Informationen der realen Welt zu gewährleisten.

Ferner sind Mittel 11 zur Bezugssystemübertragung vorgesehen, die dermaßen ausgeführt sind, daß sie die auf diese Weise ausgearbeiteten Instrumentarien verwenden und diese Korrelation im Echtzeitverfahren verwenden.



Ferner sind Mittel 40 vorgesehen, wie dies im Detail im nachfolgenden zu sehen ist, um einen Referenznullpunkt für den Eingriff ORI und eine Eingriffsrichtung  $\Delta$  zu bestimmen und zu modellieren.

Mit Hilfe der Mittel 11 kann die modellierte Eingriffsrichtung  $\Delta$  zumindest vor dem Eingriff und zu Beginn des Eingriffs durch ein optisches Peilungssystem, das dem Arzt zur Verfügung steht, materialisiert werden, wobei die Position dieses Peilungssystems in bezug auf das zweite Bezugssystem R2 gesteuert werden kann.

Das Peilungssystem wird im nachfolgenden beschrieben.

Das erfindungsgemäße System umfaßt schließlich Eingriffsmittel 5, die ein aktives Organ 50 umfassen, dessen Position in bezug auf das zweite Bezugssystem R2 bestimmt wird.

Nach einem bevorzugten Merkmal der Erfindung kann dank der Bezugssystemübertragungsmittel 11 die Position des aktiven Organs auf Basis der vorherigen Modellierung des Eingriffsnullpunktes ORI und der Eingriffsrichtung  $\Delta$  dynamisch gesteuert werden.

Die Mittel 1 zur dynamischen Anzeige der Darstellungen DNHS und DRS in dreidimensionaler Abbildung umfassen eine Datei 10 von zweidimensionalen Bilddaten. Die Datei 10 setzt sich beispielsweise aus digitalisierten Daten tomographischer Schnitte, Röntgenaufnahmen, Atlanten des Kopfes des Patienten zusammen und ist in einem geeigneten Massespeicher enthalten.

Die aufeinanderfolgenden tomographischen Schnitte können vor dem Eingriff auf herkömmliche Weise hergestellt werden, nachdem die Referenzstruktur RS auf der nicht homogenen Struktur NHS eingerichtet wurde.

Nach einem bevorzugten Aspekt kann die Referenzstruktur RS von einer Vielzahl von Markierungen oder Knotenpunkten gebildet werden, die gleichzeitig durch

die Ortungsmittel 3 abtastbar und auf den erhaltenen zweidimensionalen Bildern erfaßbar sind.

Natürlich können die vorgenannten zweidimensionalen tomographischen Schnitte auch durch jegliches Mittel der medizinischen Abbildung, wie beispielsweise ein Kernspinresonanzsystem, hergestellt werden.

Es ist charakteristisch und gut bekannt, daß jedes zweidimensionale Bild, das einem tomographischen Scannerschnitt entspricht, einer Streifendicke der Struktur von ungefähr 2 bis 3 mm entspricht, wobei die Pixels oder Bildelemente in der tomographischen Schnittebene mit einer Genauigkeit von ungefähr  $\pm 1$  mm erhalten werden. Es ist somit verständlich, daß die Markierungen oder wesentlichen Punkte der Referenzstruktur RS auf den Bildern mit einer Unsicherheit hinsichtlich der Position erscheinen, und ein wichtiger Aspekt der Erfindung besteht darin, diese Unsicherheiten auf ein Minimum zu reduzieren, wie dies im nachfolgenden beschrieben ist.

Das System umfaßt auch erste Mittel 110 zur Berechnung und Rekonstruktion dreidimensionaler Bilder anhand der Daten der Datei 10.

Es umfaßt auch einen Bildschirm mit hoher Auflösung 12, der die Anzeige eines oder mehrerer dreidimensionaler oder zweidimensionaler Bilder ermöglicht, die alle Darstellungen der Referenzstruktur DRS und der nicht homogenen Struktur NHS darstellen.

Vorzugsweise sind die Berechnungsmittel 110, der Bildschirm mit hoher Auflösung und der Massespeicher, der die Datei 10 enthält, Teil eines Rechners vom Typ Arbeitsstation herkömmlicher Ausführung, bezeichnet mit M01.

Vorzugsweise können die ersten Berechnungsmittel 110 von einem Programm des Typs CAO gebildet werden, das in die Arbeitsstation M01 integriert ist.

Als nicht einschränkendes Beispiel kann dieses Programm von der Software abgeleitet werden, die unter

der Handelsmarke "AUTOCAD" von der Firma "AUTODESK" in den USA vertrieben wird.

Eine solche Software ermöglicht es, anhand von verschiedenen digitalisierten zweidimensionalen Bildern, dreidimensionale Bilder zu rekonstruieren, die Darstellungen der Strukturen DRS und DNHS nach irgendwelchen Richtungen darstellen.

Wie dies ferner in Figur 1 dargestellt ist, können die Berechnungsmittel 4 und 11 von einem zweiten Rechner, der in Figur 1 mit M02 gekennzeichnet ist, gebildet werden.

Der erste und der zweite Rechner M01 und M02 sind über eine herkömmliche digitale Verbindung (Bus oder Netz) miteinander verbunden.

Als Variante können die Rechner M01 und M02 durch eine einzige Arbeitsstation ersetzt werden.

Die Ortungsmittel 3 werden beispielsweise von einem dreidimensionalen Taster gebildet, der mit einer Tastspitze 30 versehen ist.

Diese Art von dreidimensionalem Taster, die an sich bekannt ist und nicht im Detail beschrieben wird, besteht aus einer Vielzahl von Gelenkarmen, deren Position in bezug auf eine mit dem Operationstisch OT verbundene Basis geortet wird. Er ermöglicht die Kenntnis der Koordinaten der Tastspitze 30 in bezug auf den Nullpunkt O2 des Bezugssystems R2 mit einer Genauigkeit von unter 1 mm.

Der Taster ist beispielsweise mit Koordinatenwandlern versehen, die Signale liefern, die für die augenblickliche Position der vorgenannten Tastspitze 30 repräsentativ sind. Die Koordinatenwandler sind ihrerseits an Schaltungen zur Analog-Digital-Umwandlung und Prüfung der repräsentativen Werte dieser Signale angeschlossen, wobei diese Prüfschaltungen auf herkömmliche Weise mit dem zweiten Rechner M02 verbunden sind, um ihm die Koordinaten X2, Y2, Z2 der Tastspitze 30 zu liefern.

Als Variante oder zusätzlich, wie schematisch dargestellt, können die Ortungsmittel 3 einen Satz Videokameras 31 und 32 (oder auch Infrarotkameras) umfassen, die die Aufnahme der NHS- und RS-Strukturen ermöglichen.

Der Kamerasatz kann die Rolle eines stereoskopischen Systems spielen, das die Erfassung der Position der Basispunkte der Referenzstruktur RS oder anderer Punkte der nicht homogenen Struktur NHS in bezug auf das zweite Bezugssystem R2 ermöglicht. Die Positionserfassung kann beispielsweise durchgeführt werden, indem ein Laserbündelemissionssystem hinzugefügt wird, das es ermöglicht, nacheinander die Punkte zu beleuchten, deren Koordinaten gesucht werden, wobei es eine geeignete Software ermöglicht, sodann die Position dieser Punkte in bezug auf R2 Punkt für Punkt zu bestimmen. Diese Software wird nicht beschrieben, da sie von der Software zur Erkennung von Form und Position, die normal im Handel erhältlich ist, gebildet werden kann.

Nach einer weiteren Variante können die Ortungsmittel 3 ein Telemetriesystem umfassen.

In diesem Fall können die Markierungen der Struktur RS von kleinen Radiosendern gebildet werden, die beispielsweise an den betreffenden Punkten des Kopfes des Patienten angebracht und dermaßen ausgeführt sind, daß sie auf den zweidimensionalen Bildern sichtbar sind, wobei geeignete optische oder elektromagnetische Sensoren (nicht dargestellt) vorgesehen sind, um die Koordinaten der Markierungen in dem Bezugssystem R2 oder in einem mit letztgenanntem verbundenen Bezugssystem zu bestimmen.

Es ist wesentlich, hier anzumerken, daß die allgemeine Funktion der Basispunkte der Referenzstruktur einerseits darin besteht, einzeln auf der Referenzstruktur lokalisierbar zu sein, um davon die Koordinaten in R2 abzuleiten, und andererseits, auf den

zweidimensionalen Bildern darstellbar zu sein, um in der Darstellung DRS am Bildschirm identifiziert (durch ihre Koordinaten in  $R_1$ ) und eingeschlossen zu werden.

Es kann sich also um spezielle Markierungen handeln, die an irgendwelchen Punkten der Seitenfläche der Struktur NHS oder auch an Knotenpunkten derselben angebracht wurden, oder auch, wenn die Knotenpunkte an sich mit einer guten Genauigkeit sowohl auf der Struktur NHS als auch auf den 2D-Schnitten lokalisiert werden können, um Knotenpunkte, die keinerlei Markierungen besitzen.

In Figur 2 ist eine Vielzahl von Markierungen M1 bis M4 dargestellt, wobei diese Markierungen, wenn die nicht homogene Struktur vom Kopf eines Patienten gebildet wird, beispielsweise zwischen den Augenbrauen des Patienten, an den Schläfen des letztgenannten und an der Schädelspitze an einem Knotenpunkt, wie beispielsweise dem mittleren Stirnpunkt, lokalisiert sind.

Ganz allgemein werden für ein im wesentlichen ovales Volumen, das die nicht homogene Struktur bildet, vorzugsweise zumindest vier Basispunkte auf der Volumensaußenfläche vorgesehen.

Wie in Figur 3 dargestellt, sind die vier Markierungen M1 bis M4 der Referenzstruktur dermaßen verteilt, daß sie vorzugsweise einen im wesentlichen symmetrischen Tetraeder definieren. Die Symmetrie des Tetraeders, der in Figur 3 dargestellt ist, wird durch die vertikale Symmetrieebene PV und die horizontale Symmetrieebene PH verwirklicht.

Nach einem bevorzugten Merkmal sind, wie dies im nachfolgenden zu sehen ist, die Mittel für die Ausarbeitung der Instrumentarien für die Bezugssystemübertragung dermaßen ausgeführt, daß drei Punkte des Tetraeders ausgewählt werden, die die "beste Ebene" für die Bezugssystemübertragung definieren.

Das Vorhandensein von vier Punkten oder mehr ermöglicht es dem(n) Zusatzpunkt(en), eine bestimmte Wahl gültig zu machen.

Genauer ermöglicht das Vorhandensein von zumindest vier Basispunkten auf der Referenzstruktur eine Suche nach der minimalen Verzerrung zwischen den Punkten, die auf dem Patienten durch das Ortungsmittel erfaßt werden, das beispielsweise von dem dreidimensionalen Taster gebildet wird, und den Bildern dieser Punkte auf der Darstellung in dreidimensionaler Abbildung, deren Koordinaten während der Behandlung berechnet werden. Die beste Ebene des im vorhergehenden beschriebenen Tetraeders, d.h. die Ebene, bei der die Unsicherheit hinsichtlich der Koordinaten der Punkte zwischen den tatsächlich von dem dreidimensionalen Taster erfaßten Punkten und den Punkten der Darstellung der Referenzstruktur DRS minimal ist, wird nun die Referenzebene für die Bezugssystemübertragung. Auf diese Weise wird die beste Korrelation zwischen einer modellierten Eingriffsrichtung und einem modellierten Eingriffsnullpunkt einerseits und der Aktion des Organs 50 erstellt. Vorzugsweise wird der Eingriffsnullpunkt im Mittelpunkt der Zone angeordnet, in der der Eingriff vorgenommen werden soll, d.h. beispielsweise ein zu begutachtender oder behandelnder Tumor.

Übrigens kann die Restunsicherheit berücksichtigt werden, die bei der Ausführung der Darstellung des Modells und der Instrumentarien auf den dynamischen Anzeigemitteln festgestellt wurde.

Eine detailliertere Beschreibung der Eingriffsmittel 5 folgt nun in Verbindung mit Figur 4.

Vorzugsweise umfassen die Eingriffsmittel 5 einen Wagen 52, der in Translation entlang des Operations-tisches OT beispielsweise auf einer Zahnstange 54 beweglich ist, wobei er von einem Motor angetrieben wird, der nicht dargestellt ist und der seinerseits über eine geeignete Verbindung, beispielsweise durch

den Rechner MO2, gesteuert wird. Dieses Verschiebesystem wird nicht im Detail beschrieben, da es einem herkömmlichen, im Handel erhältlichen Verschiebesystem entspricht. Als Variante kann der Wagen 52 auf einer Bahn beweglich sein, die vom Operationstisch OT unterschieden und getrennt ist, oder in bezug auf den Operationstisch unbeweglich sein und somit eine Stütze darstellen.

Der Stützwagen 52 umfaßt zuerst ein Peilungsorgan OV, das das vorgenannte Peilungssystem bildet, das von einer binokularen Brille gebildet werden kann.

Das Peilungsorgan OV ermöglicht es dem Arzt, vor dem eigentlichen Eingriff oder während desselben eine Anpeilung der mutmaßlichen Position der Zone, in der der Eingriff erfolgen soll, durchzuführen.

Ferner kann auf nicht beschränkende Art und Weise an das Peilungsorgan OV ein Laseremissionssystem Helium-Neon EL angeschlossen werden, das es ermöglicht, die Zielgerichtetheit eines Laserbündels bei Positionierungs- oder Peilungsende auf der Struktur NHS zu gewährleisten und insbesondere, wie dies im Detail nachstehend zu sehen ist, dem Arzt die Position eines Eintrittspunktes PE vor dem Eingriff anzugeben, um es ihr zu ermöglichen, den Schädel an der geeigneten Stelle zu öffnen, und ihm auch die Eingriffsrichtung anzugeben. Zusätzlich ermöglicht es die Beleuchtung des betreffenden Punktes der nicht homogenen Struktur oder zumindest der Seitenfläche derselben den Videokameras 31 und 32, falls erforderlich eine Positionsbestimmung durchzuführen.

Es wird vorzugsweise ein Positionsmesssystem durch Telemetrie 53 vorgesehen, um die genaue Messung der Position des Stützwagens 52 des Peilungsorgans OV und des Laseremissionssystems EL zu gewährleisten. Während der Operation und für die Sicherstellung des Eingriffes kann der Wagen 52 entlang der Zahnstange 54 verschoben werden, wobei die Position des Wagens 52 ganz genau mit

dem System 53 gemessen wird. Das Telemetriesystem 53 ist über eine geeignete Verbindung an den Mikrocomputer M02 angeschlossen.

Die Eingriffsmittel 5 können vorzugsweise von einem Führungsarm 51 des aktiven Organs 50 gebildet werden.

Der Führungsarm 51 kann vorzugsweise von mehreren gelenkigen Abschnitten gebildet werden, wobei jedes Gelenk mit Motoren und Koordinatenwandlern versehen ist, die es ermöglichen, die Steuerung der Verschiebung des Endes des Stützarmes und die Erfassung der Position eben dieses Endes und somit des aktiven Organs 50 nach sechs Freiheitsgraden in bezug auf den Wagen 52 zu gewährleisten. Die sechs Freiheitsgrade umfassen natürlich drei Freiheitsgrade in Translation zu einem Bezugssystem, das mit dem Wagen 52 verbunden ist, und drei Freiheitsgrade in Rotation nach eben diesen Achsen.

Somit werden der Stützarm 51 und das Organ 50 in der augenblicklichen Position in bezug auf das zweite Bezugssystem R2 erfaßt, einerseits mittels der Erfassung der Position des beweglichen Wagens 52 und andererseits mittels der Koordinatenwandler, die mit jedem Gelenk des Stützarmes 51 verbunden sind.

Im Falle eines intrakranialen chirurgischen Eingriffs der Neurochirurgie ist das aktive Organ 50 abnehmbar und kann von einem Trepanationsinstrument, einer Nadel oder einem radioaktiven oder chemischen Implantat, einem Laseremissionskopf oder von Radioisotopen oder einem endoskopischen Beobachtungssystem gebildet werden. Diese verschiedenen Organe werden nicht beschrieben, da sie Instrumenten entsprechen, die normalerweise in der Neurochirurgie verwendet werden.

Die Materialisierung der modellierten Eingriffsrichtung kann mit dem Laseremissionskopf EL erfolgen. Ist diese Peilung erfolgt, kann der Führungsarm 51 nun



händisch oder gesteuert in Überlagerung mit der Eingriffsrichtung  $\Delta$  herangeführt werden.

Im Falle einer händischen Positionierung ermöglichen es die Koordinatenwandler, die mit dem Peilungsorgan OV und dem Laseremissionskopf EL verbunden sind, gegebenenfalls die Bahn der Peilungsrichtung, die insbesondere die tatsächliche Eingriffsrichtung darstellt, auf der Darstellung der nicht homogenen Struktur in den dynamischen Anzeigemitteln 1 zu überschreiben.

Ferner kann der Arzt, wie dies später auf bevorzugte Art und Weise beschrieben wird, zuerst eine simulierte Eingriffsbahn definieren und darin die Verschiebungen des aktiven Organs 50 in der nicht homogenen Struktur steuern, um tatsächlich die Gesamtheit oder einen Teil des Eingriffs zu gewährleisten.

In diesem Fall unterliegt das Fortschreiten des Eingriffsinstruments 50 also direkt der simulierten Bahn (Daten ORI,  $\Delta$ ), wobei die Mittel 11 zur Bezugssystemübertragung eingesetzt werden, um die Bahn in dem Bezugssystem R2 auszudrücken.

Eine detailliertere Beschreibung des Einsatzes und der Arbeitsweise des erfindungsgemäßen Systems folgt nun in Verbindung mit den Figuren 5a und 5b.

Nach Figur 5a besteht die erste Etappe darin, im Speicher die Daten von zweidimensionalen Bildern zu erhalten und zu organisieren (Etappe 100). Zuerst wird die nicht homogene Struktur NHS vorbereitet. Beispielsweise im Falle eines neurochirurgischen Eingriffes bedeutet dies, daß der Kopf des Patienten mit Markierungen versehen werden kann, die die Basispunkte der Referenzstruktur RS darstellen. Diese Markierungen können mit Punkten durchgeführt werden, die aus einem Farbstoff bestehen, der teilweise die Röntgenstrahlen absorbiert, wie beispielsweise ein für Röntgenstrahlen undurchlässiger Farbstoff.

Die vorgenannten Markierungen werden von dem Arzt auf dem Kopf des Patienten an Knotenpunkten desselben angebracht, und die nicht homogene Struktur NHS kann nun einer Aufnahme von Bildern beispielsweise durch Tomographie mittels eines Gerätes vom Typ Röntgenstrahlenscanner unterzogen werden.

Dieser Arbeitsschritt wird nicht im Detail beschrieben, da er herkömmlichen Arbeitsschritten im Bereich der medizinischen Abbildung entspricht.

Die erhaltenen Daten von zweidimensionalen Bildern werden nun als digitalisierte Daten in der Datei 10 erstellt, wobei diese Daten selbst in bezug auf das Bezugssystem R<sub>1</sub> erfaßt werden und bei Bedarf die Wiederherstellung der zweidimensionalen Bilder auf den dynamischen Anzeigemitteln 1 ermöglichen, wobei diese Bilder überlagerte Schnitte der nicht homogenen Struktur NHS darstellen.

Anhand der digitalisierten Bilddaten, die dem Arzt zur Verfügung stehen, nimmt dieser nun, wie unter 101 der Figur 5a angegeben, die Auswahl der Strukturen von Interesse der vorgenannten Bilder vor.

Ziel dieser Etappe ist es, die Arbeit des Arztes zu erleichtern, indem dreidimensionale Bilder gebildet werden, die nur die Konturen der Elemente der Struktur umfassen, die für die geometrische Definition und die Kontrolle des Ablaufs des Eingriffs in Echtzeit wesentlich sind.

Wird die nicht homogene Struktur NHS vom Kopf eines Patienten gebildet, ermöglicht es eine Analyse der zweidimensionalen Bilddaten, anhand von Werten der optischen Dichte der entsprechenden Bildpunkte sofort die Konturen des Schädels zu erhalten, die Entfernungsmarken zu überprüfen, usw...

Die vorgenannten Arbeitsschritte werden vorzugsweise auf einem Rechteck von Interesse für ein gegebenes zweidimensionales Bild durchgeführt, wodurch es

möglich ist, durch Verschiebung des Rechtecks von Interesse das gesamte Bild abzudecken.

Die obenstehende Analyse wird mit Hilfe einer entsprechenden Software durchgeführt, die es ermöglicht, auf diese Weise die Konturen der Strukturen zu entnehmen und vektoriell darzustellen, die in den Darstellungen DNHS und DRS modelliert sind.

Die im Falle eines neurochirurgischen Eingriffs modellierten Strukturen sind beispielsweise der Schädel, die Hirnventrikel, der zu behandelnde oder zu beobachtende Tumor, die Gehirnwindung sowie die verschiedenen Funktionszonen.

Nach einem Aspekt des erfindungsgemäßen interaktiven Systems kann der Arzt über einen Digitalisiertisch oder eine andere Graphikperipherie verfügen, die es ermöglicht, für jedes angezeigte zweidimensionale Bild die Definition der Kontur einer Zone von besonderem Interesse zu berichtigen oder zu ergänzen.

Es ist schließlich anzumerken, daß durch Überlagerung der Konturen, die dem angezeigten zweidimensionalen Bild entnommen wurden, der Arzt die entnommenen Werte gültig machen kann.

Die entnommenen Konturen werden sodann durch Probennahme von Punkten bearbeitet, um deren Koordinaten im Bezugssystem  $R_1$  zu erhalten, wobei diese Koordinaten in einer ASCII-Datei erstellt werden können. Es handelt sich um die Etappe 102 der Schaffung der dreidimensionalen Datenbasis.

Auf diese Etappe folgt eine Etappe 103 der Rekonstruktion des dreidimensionalen Modells. Diese Etappe besteht zuerst darin, mit Hilfe der CAO-Software anhand der Konturen der Strukturen von Interesse, die in zweidimensionalen, vektoriell dargestellten Bildern erstellt wurden, eine Extrapolation zwischen den verschiedenen Schnittebenen durchzuführen.

Die vorgenannte Extrapolation wird vorzugsweise mit Hilfe eines Algorithmus des Typs "B-Spline" durch-

geführt, der als am besten geeignet erscheint. Diese Extrapolation wandelt eine diskrete Information, nämlich die aufeinanderfolgenden Schnitte, die mit der Scanner-Analyse erhalten werden, in ein kontinuierliches Modell um, das die dreidimensionale Darstellung der Volumshüllkurven der Strukturen ermöglicht.

Es ist anzumerken, daß die Rekonstruktion der Volumen, die Strukturen von Interesse darstellen, eine Annäherung einleitet, die insbesondere mit dem Abstand und der Dicke ungleich Null der Erfassungsschnitte in Verbindung steht. Ein wesentliches Merkmal der Erfindung ist, wie im Detail auf anderem Wege erklärt, einerseits die Minimierung der Unsicherheiten, die sich in der Korrelation Patient-Modell ergeben, und andererseits die Berücksichtigung der Restunsicherheiten.

Die verwendete Software des Typs CAO besitzt Standard-Funktionen, die es ermöglichen, das Modell im Raum zu manipulieren, indem es nach verschiedenen Gesichtspunkten einzig nach dem vom Arzt definierten Kriterium angezeigt wird (Etappe 104).

Die Software kann auch verschiedene Schnittebenen für die Darstellung der nicht homogenen Struktur der Bildebenen der Datei 10 rekonstruieren, wodurch es insbesondere möglich ist, Kenntnisse zu entwickeln, die eine Ergänzung der Daten der Darstellung durch Erstellung eines neuroanatomischen Atlases sind.

Der Arzt kann sodann (Etappe 105) ein Modell für die Eingriffsstrategie festlegen, indem er die modellierten Strukturen von Interesse berücksichtigt und Entfernungs- und Winkelberichte auf den angezeigten zwei- und dreidimensionalen Darstellungen bewertet.

Diese Eingriffsstrategie wird konkret darin bestehen, einerseits den Tumor zu lokalisieren und einen "Zielpunkt" damit zu verbinden, der sodann als gemeinsamer Nullpunkt aller Gegenstände (real oder Bilder), die von dem System bearbeitet werden, gelten kann, und andererseits einen simulierten Eingriffsweg zu bestim-

men, unter maximaler Berücksichtigung der Integrität der Strukturen von Interesse. Diese Etappe kann "am Schreibtisch" durchgeführt werden, unter alleiniger Verwendung der Arbeitsstation.

Ist dieser Arbeitsschritt vollendet, besteht die folgende Phase vor dem Eingriff darin, die notwendigen Etappen für die Erstellung einer möglichst genauen Korrelation zwischen der Struktur NHS (reale Welt) und der Darstellung DNHS (informatische Welt) einzusetzen. Es handelt sich um die Etappen 106 bis 109 aus Figur 5b.

Zuerst erfolgt, wie in Figur 5b bei der Etappe 107 dargestellt, die Ortung der Basispunkte der Referenzstruktur RS in bezug auf das zweite Bezugssystem mit Hilfe der Ortungsmittel 3, indem dem System die Koordinaten  $X_2$ ,  $Y_2$ ,  $Z_2$  der Basispunkte geliefert werden.

Die folgende Etappe 106 besteht darin, auf den Darstellungen DNHS und DRS, die auf dem Bildschirm angezeigt sind, die Bilder der Basispunkte, die soeben geortet wurden, zu identifizieren. Genauer wird mit Hilfe von geeigneten Graphikperipherien eine Darstellung (Bild) der Basispunkte nach der anderen ausgewählt, und die Arbeitsstation liefert jedes Mal (im gegebenen Fall an den Rechner M02) die Koordinaten dieser Punkte, die im Bezugssystem  $R_1$  dargestellt sind.

Somit verfügt der Rechner M02 über einen ersten Satz von dreidimensionalen Koordinaten, die für die Position der Basispunkte in  $R_2$  repräsentativ sind, und einen zweiten Satz von dreidimensionalen Koordinaten, die für die Position der Darstellungen der Basispunkte in  $R_1$  repräsentativ sind.

Nach einem wesentlichen Aspekt der Erfindung werden diese Daten für die Ausarbeitung in 108, 109 der Instrumentarien für die Bezugssystemübertragung (von  $R_1$  zu  $R_2$  und umgekehrt) verwendet, indem ein Zwischenbezugssystem verwendet wird, das anhand der Basispunkte

bestimmt wird und ein Zwischenbezugssystem darstellt, das dem rekonstruierten Modell eigen ist.

Genauer wird das Zwischenbezugssystem anhand von drei Basispunkten erstellt, die dermaßen gewählt werden, daß sich in diesem Bezugssystem die Koordinaten der anderen Basispunkte nach Übertragung von  $R_2$  und die Koordinaten der Darstellungen dieser anderen Basispunkte nach Übertragung von  $R_1$  mit der größten Kohärenz und der kleinsten Verzerrung darstellen.

Wenn diese Etappe der Ausarbeitung der Instrumentarien für die Bezugssystemübertragung beendet ist, können diese Instrumentarien vom System verwendet werden, um die optimale Kopplung zwischen der realen Welt und der informatischen Welt zu gewährleisten (Etappe 1110).

Außerdem kann das System nach einem zusätzlichen Aspekt der vorliegenden Erfindung auf den Anzeigemitteln eine Darstellung der nicht homogenen Struktur und des Eingriffsorgans erstellen, die die Abweichungen und Verzerrungen, die nach der Auswahl der "besten" Instrumentarien für die Bezugssystemübertragung weiter bestehen (Restunsicherheiten), berücksichtigen. Genauer kann von diesen Abweichungen von den Berechnungsmitteln ein typischer Fehler abgeleitet werden, der in der wechselseitigen Positionierung zwischen der Darstellung der nicht homogenen Struktur und der Darstellung von Elementen (Instrumentarien, Peilungsachsen usw...), die in  $R_2$  gekennzeichnet sind, bei der Verwendung der Instrumentarien für die Bezugssystemübertragung auftreten kann. Diese Restunsicherheit, die in der Praxis durch eine Fehlermatrix konkretisiert werden kann, kann beispielsweise für die Darstellung gewisser Konturen (Instrumentarien, Strukturen von Interesse, die bei dem Eingriff zu vermeiden sind usw...) verwendet werden, deren Abmessungen größer sind als jene, die normalerweise anhand der Daten der dreidimensionalen Basis oder mittels Koordinaten, die in  $R_2$  geortet werden, darge-

stellt werden, wobei diese größeren Abmessungen von den "normalen" Dimensionen abgeleitet werden, indem die Fehlermatrix verwendet wird. Falls beispielsweise das Organ normalerweise im Querschnitt durch einen Kreis mit dem Durchmesser  $D_1$  dargestellt wurde, kann konkret ein Kreis mit dem Durchmesser  $D_2 > D_1$  dargestellt werden, wobei die Differenz  $D_2 - D_1$  vom typischen Fehlerwert abgeleitet wird. Auf diese Weise verhindert bei der Auswahl einer Eingriffsrichtung, die es ermöglicht, das Durchdringen gewisser Strukturen von Interesse zu vermeiden, die Berücksichtigung einer "vergrößerten" Größe des Eingriffsinstruments jede Gefahr, daß aufgrund der vorgenannten Fehler das Organ zufällig diese Strukturen durchdringt.

Zurückkommend auf Etappe 105 und wie detaillierter in bezug auf die Figuren 9a und 9b beschrieben, können der Eingriffsnullpunkt ORI und die Eingriffsrichtung  $\Delta$ , d.h. der simulierte Eingriffsweg, nach verschiedenen Verfahren bestimmt werden.

Nach einem ersten Verfahren kann die Bahn anhand von zwei Punkten definiert werden, nämlich einem Eintrittspunkt PE (Figur 3) und einem Zielpunkt, d.h. im wesentlichen dem Mittelpunkt der Struktur von Interesse, die von dem zu beobachtenden oder zu behandelnden Tumor gebildet wird.

Am Anfang werden diese beiden Punkte auf dem am Bildschirm dargestellten Modell lokalisiert.

Nach einer zweiten Modalität kann die Bahn anhand des vorgenannten Zielpunktes und einer Richtung bestimmt werden, die die Typen der Strukturen von Interesse und deren Positionen berücksichtigt, um optimal deren Integrität zu wahren.

Im Anschluß an die vorgenannte Etappe 108 kann der Arzt in der Etappe 1110 den eigentlichen Eingriff vornehmen.

Der Eingriff kann vorzugsweise durch Steuerung des Instrumentariums oder aktiven Organs auf dem simu-

lierten Eingriffsweg, der in der Etappe 1110 bestimmt wurde, erfolgen.

Als Variante ist es aufgrund der Tatsache, daß der Stützarm 51 des aktiven Organs, das mit seinen Koordinatenwandlern versehen ist, fortlaufend an das System die Koordinaten in  $R_2$  des aktiven Organs liefert, auch möglich, den Arbeitsschritt händisch oder halb händisch durchzuführen, indem auf dem Bildschirm die Position und die Bewegungen einer Darstellung des Instrumentariums kontrolliert und dem simulierten und angezeigten Eingriffsweg gegenübergestellt werden.

Es ist außerdem festzuhalten, daß die modellierte Eingriffsrichtung mit Hilfe des im vorhergehenden beschriebenen Laserbündels materialisiert werden kann, wobei die Positionierung des letztgenannten (in bezug auf  $R_2$ ) ebenfalls durch die Instrumentarien für die Bezugssystemübertragung durchgeführt wird.

Es werden nun detaillierter unter Bezugnahme auf die Figuren 6, 7, 8, 9a und 9b gewisse Funktionalitäten des erfindungsgemäßen Systems beschrieben.

Zuerst wird unter Bezugnahme auf Figur 6 der Modul für die Ausarbeitung der Instrumentarien für die Bezugssystemübertragung (Etappen 108, 109 aus Figur 5b) beschrieben.

Dieser Modul umfaßt einen ersten Submodul 1001 für die Erfassung von drei Punkten A, B, C, Bildern der Basispunkte von RS, auf der Darstellung DNHS (die Koordinaten dieser Punkte sind in dem informatischen Bezugssystem  $R_1$  ausgedrückt) durch aufeinanderfolgende Auswahl dieser Punkte auf der Darstellung. Zu diesem Zweck wird der Arzt angehalten, mittels einer Graphik-schnittstelle, wie beispielsweise einer "Maus", nacheinander die drei gewählten Punkte A, B, C anzupeilen.

Der Modul für die Vorbereitung der Übertragungsinstrumentarien umfaßt auch einen zweiten Submodul, gekennzeichnet mit 1002, für die Erstellung einer orthogonalen dreidimensionalen einheitlichen Matrix M,



wobei diese Matrix für eine direkte Orthonormbasis charakteristisch ist, die durch drei einheitliche Vektoren  $\vec{i}$ ,  $\vec{j}$ ,  $\vec{k}$ , dargestellt ist, die ein Zwischenbezugssystem definieren, das mit  $R_1$  verbunden ist.

Die einheitlichen Vektoren  $\vec{i}$ ,  $\vec{j}$ ,  $\vec{k}$  sind gegeben durch die Relationen:

$$\begin{aligned}\vec{j} &= \vec{AB}/|\vec{AB}| \\ \vec{k} &= (\vec{BA} \wedge \vec{BC})/|\vec{BA} \wedge \vec{BC}| \\ \vec{i} &= \vec{j} \wedge \vec{k}\end{aligned}$$

wobei  $||$  die Norm des betreffenden Vektors bezeichnet.

In den vorgenannten Relationen bezeichnet das Zeichen " $\wedge$ " das vektorielle Produkt der betreffenden Vektoren.

Auf eben diese Weise umfaßt der Modul für die Vorbereitung der Übertragungsinstrumentarien einen dritten Submodul, gekennzeichnet mit 1003, für die Erfassung von drei Basispunkten D, E, F der Struktur RS, wobei diese drei Punkte jene Punkte sind, deren Bilder auf dem Modell die Punkte A, B bzw. C sind. Zu diesem Zweck tastet der Arzt beispielsweise mit der Tastspitze 30 nacheinander diese drei Punkte ab, um deren Koordinaten in  $R_2$  zu erhalten.

Dem Submodul 1003 selbst folgt, wie in Figur 6 dargestellt, ein vierter Submodul 1004 für die Erstellung einer orthogonalen dreidimensionalen einheitlichen Matrix N, die für eine direkte Orthonormbasis charakteristisch ist, die drei einheitliche Vektoren  $\vec{i}'$ ,  $\vec{j}'$ ,  $\vec{k}'$  umfaßt und mit einem zweiten Bezugssystem  $R_2$  verbunden ist, da sich die nicht homogene Struktur NHS in bezug auf dieses Bezugssystem in einer festen Position befindet.

Die drei einheitlichen Vektoren  $\vec{i}'$ ,  $\vec{j}'$ ,  $\vec{k}'$  werden definiert durch die Relationen:

$$\begin{aligned}\vec{j}' &= \vec{DE}/|\vec{DE}| \\ \vec{k}' &= (\vec{ED} \wedge \vec{EF})/|\vec{ED} \wedge \vec{EF}| \\ \vec{i}' &= \vec{j}' \wedge \vec{k}'\end{aligned}$$

Wie obenstehend angegeben, wird so, wie die Basispunkte der Referenzstruktur in  $R_2$  mit einer guten Genauigkeit geortet werden können, deren Darstellung in der informatischen Basis  $R_1$  mit einer gewissen Fehleroleranz geortet, einerseits unter Berücksichtigung der Dicke ungleich Null (typischerweise 2 bis 3 mm) der Streifen, die durch die zweidimensionalen Bilder der Datei 10 dargestellt werden, und andererseits (im allgemeinen in einem geringeren Maße) der Definition eines jeden Bildelements oder Pixels eines Schnittes.

Erfindungsgemäß wird, wenn ein Paar von Übertragungsmatrizes  $M$ ,  $N$  mit ausgewählten Punkten  $A$ ,  $B$ ,  $C$ ,  $D$ ,  $E$ ,  $F$  ausgearbeitet ist, versucht, diese Wahl gültig zu machen, indem ein oder mehrere zusätzliche Basispunkte verwendet werden; genauer wird für den oder jeden zusätzlichen Basispunkt dieser Punkt in  $R_2$  mit Hilfe des Tasters 30 geortet, es wird die Darstellung dieses Punktes in  $R_1$  nach Auswahl auf dem Bildschirm geortet, sodann werden den erhaltenen Koordinaten die Matrizes  $N$  bzw.  $M$  zugeordnet, um deren jeweiligen Ausdruck in der Basis  $(\vec{i}', \vec{j}', \vec{k}')$  bzw.  $(\vec{i}, \vec{j}, \vec{k})$  zu erhalten. Stimmen diese Ausdrücke gut überein, können diese beiden Basen demselben Zwischenbezugssystem zugeordnet werden, wodurch die möglichst genaue mathematische Kopplung zwischen dem informatischen Bezugssystem  $R_1$ , das mit dem Modell verbunden ist, und dem "realen" Bezugssystem  $R_2$ , das mit dem Patienten verbunden ist, gewährleistet wird.

In der Praxis kann der Modul für die Ausarbeitung der Instrumentarien für die Bezugssystemübertragung dermaßen ausgeführt sein, daß nacheinander die Etappen 1001 bis 1004 auf Basistriplets durchgeführt werden, die bei jedem Mal unterschiedlich sind (beispielsweise gibt es vier mögliche Triplets, wenn vier Basispunkte definiert wurden, die mit vier Darstellungen in DRS in Verbindung stehen), um die Etappe der Validierung 1005 für die jeweilige Wahl durchzuführen und schließlich um

das Triplet zu wählen, bei dem die beste Validierung erzielt wird, d.h. bei dem die Abweichung zwischen den vorgenannten Ausdrücken am kleinsten ist. Dieses Triplet definiert die "beste Ebene", die übrigens in der Beschreibung erwähnt ist, und führt zu den "besten" Übertragungsmatrizes M und N.

Als Variante kann die Auswahl der besten Ebene zumindest zum Teil vom Arzt aufgrund seiner großen Erfahrung durchgeführt werden.

Es ist anzumerken, daß die Bezugssystemübertragung nur dann beendet ist, wenn die Matrixberechnung mit den Matrizes M, N mit einer Nullpunktübertragung ergänzt wird, sodaß ein neuer gemeinsamer Nullpunkt beispielsweise im Mittelpunkt des zu beobachtenden oder zu behandelnden Tumors (ORI-Punkt) geschaffen wird. Diese Nullpunktübertragung erfolgt einfach durch entsprechende Subtraktion von Vektoren einerseits auf den Koordinaten in  $R_1$  und andererseits auf den Koordinaten in  $R_2$ . Diese zu subtrahierenden Vektoren werden nach Lokalisierung des Mittelpunkts des Tumors auf der Darstellung bestimmt.

Außerdem können die oberhalb beschriebenen Mittel für die Herstellung der Kopplung zwischen der Welt des Patienten und der Modellwelt auch dazu verwendet werden, um an die Modellwelt jene der Atlasdaten zu koppeln, die auch in der Arbeitsstation gespeichert sind und in einem anderen Bezugssystem ausgedrückt sind, das mit  $R_3$  gekennzeichnet ist. In diesem Fall erfolgt aufgrund der Tatsache, daß diese Daten keinerlei spezielle sichtbare Markierung tragen, die oberhalb beschriebene Ausarbeitung von Matrizes, indem an die Stelle dieser Markierungen die Positionen von Knotenpunkten des Kopfes des Patienten gesetzt werden. Es kann sich um Schläfenpunkte, den mittleren Stirnpunkt, die Schädelspitze, den Schwerpunkt der Augenhöhlen... handeln.

Die entsprechenden Punkte des Modells können entweder durch Anwahl mit der Maus oder Graphiktafel auf dem Modell oder durch Abtasten auf dem Patienten selbst und nachfolgender Verwendung der Übertragungsmatrizes erhalten werden.

Die obenstehende Etappe der Ausarbeitung der Instrumentarien für die Bezugssystemübertragung, die in der Praxis von den Berechnungsmitteln 4 gesteuert wird, ermöglicht danach den Einsatz der Bezugssystemübertragungsmittel (Fig. 7 und 8).

Bezugnehmend auf Figur 7 umfaßt der erste Übertragungs-Submodul 201 ein Verfahren 2010 für die Erfassung der Koordinaten  $X_M$ ,  $Y_M$ ,  $Z_M$ , ausgedrückt in  $R_1$ , des zu übertragenden Punktes durch Auswahl auf der Darstellung.

Dem Verfahren 2010 folgt ein Verfahren 2011 für die Berechnung der Koordinaten  $X_P$ ,  $Y_P$ ,  $Z_P$  (ausgedrückt in  $R_2$ ) des entsprechenden realen Punktes auf dem Patienten durch die Umformung:

$$\{X_P, Y_P, Z_P\} = M * N^{-1} * \{X_M, Y_M, Z_M\}$$

wobei  $M * N^{-1}$  das Produkt der Matrix  $M$  und der reziproken Matrix  $N$  darstellt.

Dem Verfahren 2011 folgt ein Verfahren 2012 zur Behandlung unter Verwendung der berechneten Koordinaten  $X_P$ ,  $Y_P$ ,  $Z_P$ , beispielsweise um den entsprechenden Punkt auf der Oberfläche der nicht homogenen Struktur NHS mittels eines Laseremissionssystems EL anzuzeigen oder auch um den Eingriff am betreffenden Koordinatenpunkt  $X_P$ ,  $Y_P$ ,  $Z_P$  (durch Steuerung des aktiven Organs) vorzunehmen.

Umgekehrt umfaßt der zweite Submodul 202 (Figur 8), um eine Übertragung von DRS zu DNHS zu gewährleisten, ein Verfahren 2020 zur Erfassung der Koordinaten  $X_P$ ,  $Y_P$ ,  $Z_P$  (ausgedrückt in  $R_2$ ) eines zu übertragenden Punktes auf der Struktur DRS.

Diese Koordinaten können beispielsweise mit Hilfe der Tastspitze 30 erhalten werden. Auf das Verfahren

2020 folgt ein Verfahren 2021 zur Berechnung der entsprechenden Koordinaten  $X_M$ ,  $Y_M$ ,  $Z_M$  in  $R_1$  durch die Umformung:

$$\{X_M, Y_M, Z_M\} = N * M^{-1} * \{X_P, Y_P, Z_P\}$$

Ein Verfahren 2022 ermöglicht sodann die Anzeige des Koordinatenpunktes  $X_M$ ,  $Y_M$ ,  $Z_M$  auf dem Modell oder auch einer Geraden oder einer Ebene, die durch diesen Punkt geht und außerdem anderen Kriterien entspricht.

Es ist hier anzumerken, daß die beiden Submodule 201, 202 vom Arzt jederzeit eingesetzt werden können, um die Gültigkeit der Übertragungsinstrumentarien zu überprüfen; insbesondere kann jederzeit überprüft werden, ob ein realer Basispunkt mit in  $R_2$  als auch in  $R_1$  bekannten Koordinaten (beispielsweise ein Basispunkt von RS oder irgendein Knotenpunkt der Struktur NHS, der auf den Bildern sichtbar ist) in bezug auf seine Abbildung nach Koordinatenübertragung in Etappe 2011 wieder eine richtige Position einnimmt.

Ist der Unterschied zu groß, erfolgt eine neue Etappe der Ausarbeitung der Übertragungsinstrumentarien.

Außerdem können die Submodule 201, 202 dermaßen ausgeführt sein, daß auch die Berücksichtigung der Restunsicherheit, wie obenstehend erwähnt, integriert wird, beispielsweise um auf dem Bildschirm einen Punkt darzustellen, der nicht punktuell ertastet wurde, sondern beispielsweise in Form eines Kreises, oder einen Bereich, der für die Unsicherheit repräsentativ ist.

Anhand eines simulierten Eingriffsweges, beispielsweise auf der Darstellung DNHS, oder anhand jeder anderen vom Arzt gewählten Geraden, ermöglicht es der Eingriff außerdem, das Modell auf dem Bildschirm nach einem dieser Geraden entsprechenden Gesichtspunkt darzustellen. Somit umfaßt das dritte Übertragungs-unterprogramm, wie in den Figuren 9a und 9b dargestellt, einen ersten Modul 301 zur Anzeige der Darstellung in

einer durch zwei Punkte gegebenen Richtung und einen zweiten Modul 302 zur Anzeige der Darstellung in einer durch einen Zielhöhenwinkel und einen Seitenwinkel gegebenen Richtung.

Der erste Modul 301 zur Anzeige der Darstellung in einer durch zwei Punkte gegebenen Richtung umfaßt einen ersten Submodul 3010 zur Erfassung der beiden betreffenden Punkte, die die gewählte Richtung definieren. Die Koordinaten dieser Punkte sind in dem Bezugssystem  $R_1$  ausgedrückt, wobei diese Punkte entweder vorher auf der nicht homogenen Struktur NHS beispielsweise mittels der Tastspitze 30 erfaßt und sodann der Bezugssystemübertragung unterzogen wurden oder direkt auf der Darstellung mittels der Graphikschnittstelle des Typs "Maus" angewählt wurden.

Dem ersten Submodul 3010 folgt ein zweiter Submodul 3011, der die Erstellung einer orthogonalen dreidimensionalen und einheitlichen Matrix  $V$  ermöglicht, die für eine direkte Orthonormbasis  $\vec{i}^{(1)}$ ,  $\vec{j}^{(1)}$ ,  $\vec{k}^{(1)}$  charakteristisch ist, wobei die Vektoren  $\vec{i}^{(1)}$ ,  $\vec{j}^{(1)}$ ,  $\vec{k}^{(1)}$  bestimmt werden durch die Relationen:

$$\begin{aligned}\vec{k}^{(1)} &= \vec{AB}/|\vec{AB}|; \\ \vec{i}^{(1)} - \vec{k}^{(1)} &= 0, \quad \vec{i}^{(1)} - \vec{z}^{(1)} = 0, \quad |\vec{i}^{(1)}| = 1; \\ \vec{j}^{(1)} &= \vec{k}^{(1)} \wedge \vec{i}^{(1)}\end{aligned}$$

wobei " $\wedge$ " das vektorielle Produkt und " $\cdot$ " das Skalarprodukt darstellt.

Dem Submodul 3011 folgt eine Routine 3012, die es ermöglicht, für alle Punkte der Einheiten (Strukturen von Interesse) der dreidimensionalen Datenbasis mit den Koordinaten  $XW$ ,  $YW$ ,  $ZW$  in  $R_1$  eine Umwandlung in der Orthonormbasis  $(\vec{k}^{(1)}, \vec{j}^{(1)}, \vec{i}^{(1)})$  durch folgende Relation zu gewährleisten:

$$\{XV, YV, ZV\} = V * \{XW, YW, ZW\}$$

Der Subroutine 3013 folgt nun eine Subroutine 3014 zur Anzeige der Ebene  $\vec{i}^{(1)}$ ,  $\vec{j}^{(1)}$  wobei die Subroutinen 3013 und 3014 für alle Punkte wieder aufgerufen werden,

wie durch den Retourpfeil zum Block 3012 in Figur 9a symbolisch dargestellt.

Nach Bearbeitung aller Punkte ermöglicht es ein Ausgangsmodul 3015, zu einem allgemeinen Modul zurück-zukehren, das nachstehend beschrieben wird. Es ist verständlich, daß es dieses Modul ermöglicht, zwei-dimensionale Bilder in Ebenen zu rekonstruieren, die auf die durch A und B definierte Richtung senkrecht stehen.

Auf eben diese Weise umfaßt der zweite Modul 302 (Figur 9b) zur Anzeige der Darstellung nach einem von einem Zielhöhenwinkel und einem Seitenwinkel gegebenen Gesichtspunkt einen ersten Submodul 3020 zur Erfassung der beiden Winkel in dem Darstellungspunkt.

Die Wahl des Zielhöhenwinkels und des Seitenwinkels kann durch Auswahl von vordefinierten Daten in einer Basis oder durch Verschiebung von Software-Cursors, die mit jeder Ansicht verbunden sind, oder auch durch Änderung in bezug auf eine übliche Richtung, wie beispielsweise die modellierte Eingriffsrichtung, erfolgen. Dem Submodul 3020 selbst folgt ein zweiter Submodul 3021 zur Erstellung einer dreidimensionalen orthogonalen einheitlichen Matrix W, die für eine direkte Orthonormbasis von einheitlichen Vektoren  $\vec{i}'''$ ,  $\vec{j}'''$ ,  $\vec{k}'''$  charakteristisch ist. Sie werden definiert durch die Relationen:

$$\begin{aligned} \vec{k}''' - \vec{z}''' &= \sin(\text{Seitenwinkel}); \\ \vec{i}''' - \vec{k}''' &= 0; \quad \vec{j}''' - \vec{z}''' = 0; \quad \vec{i}''' - \vec{y}''' = \cos(\text{Zielhöhenwinkel}); \\ \vec{i}''' - \vec{x}''' &= \sin(\text{Zielhöhenwinkel}); \\ \vec{j}''' &= \vec{k}''' \wedge \vec{i}''' \end{aligned}$$

Eine Routine 3022 wird sodann für alle Punkte der Einheiten der dreidimensionalen Datenbasis mit den Koordinaten XW, YW, ZW aufgerufen und ermöglicht es, eine erste Subroutine 3023 aufzurufen, die die Berechnung der Koordinaten des betreffenden Punktes in der direkten Orthonormbasis  $\vec{i}'''$ ,  $\vec{j}'''$ ,  $\vec{k}'''$  ermöglicht, durch die Umformung:

$$\{XV, YV, ZV\} = V * \{XW, YW, ZW\}$$

Auf die Subroutine 3023 selbst folgt eine Subroutine 3024 zur Anzeige der Ebene  $\overrightarrow{i''''}$ ,  $\overrightarrow{j''''}$ , wobei die beiden Subroutinen 3023 und 3024 nun für jeden Punkt aufgerufen werden, wie symbolisch durch den Retourpfeil zum Block 3022 für den Aufruf der vorgenannten Routine dargestellt. Nach Bearbeitung aller Punkte ermöglicht es ein Ausgangs-Submodul 3025, zum allgemeinen Menü zurückzukehren.

Natürlich werden alle Programme, Unterprogramme, Module, Submodule und Routinen, die im vorhergehenden beschrieben wurden, von einem allgemeinen Programm des Typs "Menü" gesteuert, um die interaktive Steuerung des Systems durch Dialog auf dem Bildschirm mit dem Arzt, der den Eingriff durchführt, über spezielle Bildschirmseiten zu ermöglichen.

Eine speziellere Beschreibung eines allgemeinen Organigramms, das dieses allgemeine Programm darstellt, folgt nun in Verbindung mit den Figuren 10a und 10b.

So wurde in Figur 10a aufeinanderfolgend eine Bildschirmseite 4000 für das Laden der Daten aus einer digitalisierten Datei 10, gefolgt von einer Bildschirmseite 4001 dargestellt, die die Parameterbelegung der Grauschattierungen der Anzeige auf den dynamischen Anzeigemitteln 1 und die Kalibrierung des Bildes beispielsweise ermöglicht.

Auf die Bildschirmseite 4001 folgt eine Bildschirmseite 4002, die es ermöglicht, eine Gesamtansicht herzustellen, und sodann eine Etappe oder Bildschirmseite 4003, die eine automatische Schnittverteilung auf dem Bildschirm der Arbeitsstation ermöglicht.

Eine Bildschirmseite 4004 ermöglicht die Durchführung einer händischen Auswahl der Schnitte, und sodann ermöglicht es eine Bildschirmseite 4005, die Wahl der Strategie durchzuführen (Suche nach den Eintrittspunkten und den möglichen Eingriffsrichtungen, erste Lokalisierung des zu behandelnden Ziels (Tumor, ...),



wie im vorhergehenden definiert, und die Position und die Verteilung der Horizontal-, Sagittal- und Frontalschnitte zu wählen.

Eine Bildschirmseite 4006 ermöglicht es auch, eine Anzeige der Einstellungen eines möglichen stereotaxischen Rahmens vorzunehmen.

Es wird daran erinnert, daß die Referenzstruktur RS vorzugsweise an die Stelle der früher verwendeten stereotaxischen Rahmen tritt, um die Ortung der Position im Inneren des Schädels des Patienten durchzuführen.

Ferner können eine Bildschirmseite 4007 für die Auswahl der strategischen Schnitte in dreidimensionaler Ansicht nach Wahl des Arztes und in 4008 die Neueinstellung der Referenzen der Peripherien (Instrumentarium, Peilungsorgane usw.) mittels des Tasters 30 vorgesehen werden.

Eine Bildschirmseite 4009 ist auch vorgesehen, um die Suche nach den Basispunkten am Patienten mit Hilfe des Tasters durchzuführen, woraufhin die Etappen der Herstellung der Instrumentarien für die Bezugssystemübertragung und die eigentliche Bezugssystemübertragung erfolgen, vorzugsweise auf eine für den Verwender transparente Art und Weise.

Eine weitere Bildschirmseite 4010 ist nun vorgesehen, um die Lokalisierung des Ziels auf der Darstellung durchzuführen (beispielsweise ein zu beobachtender oder zu behandelnder Tumor im Falle eines neurochirurgischen Eingriffes), um sodann den simulierten Eingriffsweg zu bestimmen.

Sodann ermöglicht es eine weitere Bildschirmseite 4011, die Einstellung der Führungen des Instrumentariums anhand dieses simulierten Eingriffsweges vor Öffnung der Haut- oder Knochenflügel auf dem Schädel des Patienten durchzuführen.

Sodann ermöglicht es eine weitere Etappe 4012 der Lokalisierung zu überprüfen, ob die Position der Führungen dem simulierten Eingriffsweg entspricht.

Auf die Bildschirmseite 4012 folgt eine sogenannte Eingriffsbildschirmseite, wobei der Eingriff entsprechend der Etappe 1110 aus Figur 5b erfolgt.

Eine detailliertere Beschreibung des interaktiven Dialogs zwischen dem Arzt und dem System während eines chirurgischen Eingriffes und insbesondere eines neurochirurgischen Eingriffes folgt unter Bezugnahme auf die Figur 10c und auf die gesamte vorhergehende Beschreibung.

Die Etappen der Figur 10c sind ebenfalls in das vorher erwähnte allgemeine Programm integriert; es laufen hintereinander eine erste Phase I (Vorbereitung des Eingriffes), sodann eine zweite Phase II (vor dem eigentlichen Eingriff wird der Patient in den für den Eingriff erforderlichen Zustand gebracht, wobei die Referenzstruktur RS mit dem zweiten Bezugssystem  $R_2$  in Verbindung steht), sodann eine dritte Phase III (Eingriff) und schließlich eine Phase IV nach dem Eingriff ab.

Im Hinblick auf die Vorbereitung des Eingriffes fordert das System den Arzt (Etappe 5000) auf, eine Auswahl der grundlegenden Strukturen von Interesse vorzunehmen (beispielsweise Schädelknochen, Ventrikel, Gefäßzonen, der zu beobachtende oder zu behandelnde Tumor, sowie die Bilder der Markierungen, die in dem ersten Bezugssystem die Darstellung DRS bilden).

Die Auswahl der grundlegenden Strukturen von Interesse erfolgt beispielsweise auf der Anzeige der tomographischen Bilder, die von der digitalisierten Datei 10 aus aufgerufen werden.

Das System führt sodann in der Etappe 5001 eine Modellierung der Strukturen von Interesse durch, wie im vorhergehenden beschrieben. Nachdem die nicht homogene Struktur in Form eines dreidimensionalen Modells DNHS,

das auf dem Bildschirm angezeigt wird, gebildet wurde, wird sodann der Arzt, der den Eingriff durchführt, dazu aufgefordert, eine Simulation in dreidimensionaler Abbildung, in der Etappe 5002, durchzuführen, um den Eingriffsweg des Instruments 50 zu definieren.

Während der Phase II, in der sich der Patient im für den Eingriff erforderlichen Zustand befindet und sein Kopf und die Referenzstruktur RS mit dem zweiten Bezugssystem  $R_2$  verbunden sind, führt der Arzt in der Etappe 5003 eine Suche nach der Position der Markierungen M1 bis M4 durch, die Basispunkte der Referenzstruktur in dem zweiten Bezugssystem  $R_2$  darstellen, sodann führt er während der Etappe 5004 eine Suche nach der Position der Peilungssysteme, Anzeigeorgan OV, oder der Eingriffsinstrumente und -instrumentarien 50 immer noch in dem zweiten Bezugssystem  $R_2$  durch, um gegebenenfalls eine Neueinstellung dieser Geräte in bezug auf  $R_2$  vorzunehmen.

Sodann nimmt das System die Validierung der Räume Eingriff/Patient und die Darstellung in dreidimensionaler Abbildung vor, um sodann den gemeinsamen Eingriffsnullpunkt ORI zu bestimmen. Mit anderen Worten wird die Matrixbezugssystemübertragung, die oberhalb beschrieben ist, durch die notwendigen Nullpunkttranslationen ergänzt (Nullpunkte 01 und 02 neu eingestellt auf ORI).

Dieser Arbeitsschritt erfolgt wie im vorhergehenden beschrieben.

Die Phase III entspricht der Erfindung, während der das System in der Etappe 5006 eine permanente Kopplung in Echtzeit zwischen der Zielrichtung des aktiven Organs 50 und/oder der Zielrichtung des Peilungsorgans OV (und gegebenenfalls des Laserbündels) vornimmt und umgekehrt, wobei die Zielrichtung (Beobachtung) in dreidimensionaler Abbildung auf dem Anzeigemittel 1 simuliert wird.

In der folgenden Etappe 5007 erfolgt die Kopplung der Verschiebungen und Bewegungen des Eingriffsinstruments mit deren Verschiebungen, die in dreidimensionaler Abbildung simuliert wurden, wobei der Eingriff händisch oder automatisch gesteuert wird.

Wie in 5008 angemerkt, kann dem Arzt eine permanente Anzeige der Ausgangsbilder im zweidimensionalen Schnitt in bestimmten Ebenen in bezug auf den Nullpunkt ORI und auf die Eingriffsrichtung geliefert werden. Eine solche Anzeige ermöglicht es dem Arzt, zu jedem Zeitpunkt den Ablauf des Eingriffs in Echtzeit zu verfolgen und sich von der Übereinstimmung der Durchführung des Eingriffs mit dem simulierten Eingriff zu überzeugen. In der Phase IV, die nach dem Eingriff abläuft, nimmt das System eine Speicherung der Daten vor, die es während des Eingriffs erhalten hat, wobei es diese Speicherung ermöglicht, sodann einen Vergleich in Echtzeit oder zeitverschoben vorzunehmen, wenn es sich um aufeinanderfolgende Eingriffe an demselben Patienten handelt.

Außerdem ermöglichen es diese gespeicherten Daten, ein neuerliches Lesen der durchgeführten Arbeitsschritte vorzunehmen mit der Möglichkeit, die von dem aktiven Organ 50 durchwanderten Zonen zu detaillieren und ergänzen.

Es wurde somit ein interaktives System für einen lokalen Eingriff beschrieben, das besonders leistungsfähig ist.

Somit ermöglicht es das System, das Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist, ein Modell darzustellen, das nur die wesentlichen Strukturen der nicht homogenen Struktur umfaßt, wodurch die Arbeit der Vorbereitung und Kontrolle des Eingriffs durch den Arzt erleichtert wird.

Ferner ermöglicht es das System dank der verwendeten Algorithmen und insbesondere durch Minimierung der Verzerrung zwischen den realen Basispunkten und deren

Bildern in den 2D-Schnitten oder Atlanten, eine bidirektionale Kopplung zwischen der realen Welt und der informatischen Welt herzustellen, durch die die Übertragungsfehler auf ein Minimum reduziert werden, wodurch eine konkrete Auswertung der Abbildungsdaten für die Steuerung des Eingriffsinstruments möglich ist.

Zusammenfassend ermöglicht das System eine interaktive medizinische Verwendung nicht nur für die Herstellung eines dreidimensionalen Modells der nicht homogenen Struktur, sondern auch für die Ermöglichung einer Ortung in Echtzeit hinsichtlich der internen Strukturen und für die Leitung des Arztes in der Eingriffsphase.

Ganz allgemein ermöglicht es die Erfindung, ein zusammenhängendes System zu erhalten zwischen:

- den Daten der zweidimensionalen Abbildung (Scanner-Schnitte, Atlanten,...);
- der dreidimensionalen Datenbasis;
- den Daten, die von den Ortungsmitteln 3 im Bezugssystem  $R_2$  geliefert werden;
- den Koordinatendaten der Peilungssysteme und Eingriffsinstrumentarien;
- der realen Welt des Patienten auf dem Operationstisch.

Folglich sind die Möglichkeiten, die das System auf nicht einschränkende Art und Weise bietet, folgende:

- die Instrumentarien und deren Position können auf dem Bildschirm dargestellt werden;
- die Position eines Punktes auf dem Bildschirm kann auf dem Patienten beispielsweise mit Hilfe des Laseremissionssystems EL materialisiert werden;
- die Richtung und der Weg eines Instrumentariums, wie beispielsweise einer Nadel, kann auf dem Bildschirm dargestellt werden und auf dem Patienten optisch (Laseremission) oder mechanisch (Positionierung des

Führungsarmes, in dem das Instrumentarium in Translation geführt wird) materialisiert werden;

- ein Bild des Patienten, das beispielsweise von einem System zur Aufnahme gegebenenfalls in Reliefform geliefert wird, kann über die dreidimensionale Darstellung, die auf dem Bildschirm modelliert wurde, gelegt werden; auf diese Weise kann jede Änderung der äußeren Weichteile des Patienten in bezug auf die Scanner-Erfassung angezeigt werden;

- das Beobachtungsfeld des Chirurgen, das von einem Peilungsorgan (wie beispielsweise einem chirurgischen Mikroskop) geliefert wird, kann in bezug auf  $R_2$  gekennzeichnet werden, die Anzeigerichtung des Modells auf dem Bildschirm kann der tatsächlichen Sicht durch das Peilungsorgan gleichgestellt werden;

- schließlich können die dreidimensionalen Bilder, die normalerweise auf dem Bildschirm in der vorhergehenden Beschreibung angezeigt werden, als Variante in das Mikroskop des Arztes eingesetzt werden, um die Überlagerung zwischen dem realen Bild und der Darstellung des Modells zu erhalten.

PATENTANSPRÜCHE

1. Interaktives System für einen lokalen Eingriff im Inneren einer Zone einer nicht homogenen Struktur (NHS), mit der eine Referenzstruktur verbunden ist, die eine Mehrzahl von Basispunkten aufweist, von der Art, umfassend:

- Mittel zur dynamischen Anzeige einer Abbildung der nicht homogenen Struktur und einer mit der nicht homogenen Struktur verbundenen Referenzstruktur, welche die Bilder der Basispunkte einschließt, in Form dreidimensionaler Bilder,

- Mittel, welche die Koordinaten der Bilder der Basispunkte in dem ersten Bezugssystem ( $R_1$ ) liefern,

- Mittel (2), um die nicht homogene Struktur und die Referenzstruktur in bezug auf ein zweites Bezugssystem ( $R_2$ ) in eine feste Position zu bringen,

- Ortungsmittel (3), welche die Koordinaten der Basispunkte in dem zweiten Bezugssystem liefern,

- Mittel für den Eingriff (5), welche ein aktives Organ umfassen, dessen Position in bezug auf das zweite Bezugssystem bestimmt wird,

- Mittel (4) zu Ausarbeitung von Instrumentarien zur Bezugssystemübertragung (M, N) des ersten Bezugssystems auf das zweite Bezugssystem und umgekehrt anhand der Koordinaten der Bilder der Basispunkte in dem ersten Bezugssystem und der Koordinaten der Basispunkte in dem zweiten Bezugssystem,

- Mittel, um einen simulierten Eingriffsnullpunkt und eine simulierte Eingriffsrichtung ( $ORI, \Delta$ ) in bezug auf das erste Bezugssystem zu definieren, und

- Mittel zur Bezugssystemübertragung (11), welche das genannte Instrumentarium zur Bezugssystemübertragung verwenden, um eine bidirektionale Kopplung zwischen dem simulierten Eingriffsnullpunkt und der simulierten Eingriffsrichtung und der Position des aktiven Organs herzustellen,

dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zur Ausarbeitung von Instrumentarien zur Bezugssystemübertragung dafür vorgesehen sind, mindestens zwei Instrumentarien anhand

mindestens zweier verschiedener Tripletts von Basispunkten und Bildern der Basispunkte auszuarbeiten, daß das System außerdem Mittel (4) zur Optimierung des Instrumentariums zur Bezugssystemübertragung (M, N) umfaßt, dafür vorgesehen, ein einziges auf einem Tripletts von Basispunkten und einem Tripletts von Bildern dieser Basispunkte beruhendes Instrumentarium zur Bezugssystemübertragung gültig zu machen, das so beschaffen ist, daß die Abstände zwischen den Koordinaten mindestens eines weiteren Basispunkts in dem zweiten Bezugssystem und den Koordinaten mindestens eines Bildpunkts dieses weiteren Basispunkts in dem ersten Bezugssystem auf ein Minimum reduziert sind.

2. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zur Ausarbeitung und Optimierung des Instrumentariums zur Bezugssystemübertragung umfassen:

- ein Mittel (1002) zur Schaffung von Matrizes (M) zur Übertragung zwischen dem ersten Bezugssystem und einem ersten Zwischenbezugssystem auf der Basis der Positionen der Bilder von drei Basispunkten der Referenzstruktur,

- ein Mittel (1004) zur Schaffung von Matrizes (N) zur Übertragung zwischen dem zweiten Bezugssystem und einem zweiten Zwischenbezugssystem auf der Basis der Positionen der genannten drei Basispunkte der Referenzstruktur, und

- ein Mittel zur Validierung (1005) von Matrizes (M, N), die auf drei Basispunkten und ihren Bildern basieren und derart beschaffen sind, daß die Abstände zwischen dem Ausdruck mindestens eines zusätzlichen Basispunkts in dem zweiten Zwischenbezugssystem und dem Ausdruck mindestens eines Bildpunkts des zusätzlichen Basispunkts in dem ersten Zwischenbezugssystem auf ein Minimum reduziert sind.

3. System nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zur Ausarbeitung und Optimierung des Instrumentariums zur Bezugssystemübertragung unter Einbeziehung des Instrumentariums zur Bezugssystemübertragung ein Instrumentarium zur Anzeige unter Berücksichtigung einer Restunsicherheit schaffen, das auf den auf ein Minimum reduzierten Abständen beruht, wobei dieses Anzeige-



instrumentarium verwendet werden kann, um in der Abbildung mindestens bestimmte Umrissse unter gleichzeitiger Berücksichtigung dieser Unsicherheiten anzuzeigen.

4. System nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel (1) zur dynamischen Anzeige in Form dreidimensionaler Bilder umfassen:

- eine Datei (10) von digitalisierten Daten zweidimensionaler Bilder, bestehend aus nicht invasiven aufeinanderfolgenden tomographischen Schnitten und/oder Atlanten der nicht homogenen Struktur (NHS),

- erste Mittel (110) zur Berechnung und Rekonstruktion einer Vielzahl dreidimensionaler Bilder anhand der Daten zweidimensionaler Bilder,

- einen Anzeigebildschirm mit hoher Auflösung (12).

5. System nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel (3) zur Ortung in bezug auf das zweite Bezugssystem ( $R_2$ ) einen dreidimensionalen Taster umfassen, der mit einer Tastspitze (30) versehen ist und die Koordinaten ( $X_2$ ,  $Y_2$ ,  $Z_2$ ) dieser Tastspitze in dem zweiten Bezugssystem ( $R_2$ ) liefert.

6. System nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zur Ortung in bezug auf das zweite Bezugssystem einen Satz optischer oder elektromagnetischer Sensoren umfassen.

7. Mittel nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß zumindest ein Teil der Basispunkte der Referenzstruktur (RS) aus einer Mehrzahl von Markierungen ( $M_1$  bis  $M_i$ ) besteht, die auf einer Seitenfläche der nicht homogenen Struktur angebracht sind.

8. System nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Zahl der genannten Markierungen vier ist und die Markierungen auf der Seitenfläche so verteilt sind, daß sie einen im wesentlichen symmetrischen Tetraeder definieren.

9. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zum Eingriff gebildet werden von:

- einem Führungsarm (51), welcher den Eingriff in der Zone der nicht homogenen Struktur gewährleisten kann, wobei die jeweils augenblickliche Position dieses Arms in bezug auf das zweite Bezugssystem ( $R_2$ ) ermittelt wird, und
- einem aktiven Eingriffsorgan (50), dessen Position in bezug auf das zweite Bezugssystem ermittelt wird.

10. System nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß im Falle eines intrakraniellen chirurgischen Eingriffs am Hirn dieses aktive Eingriffsorgan (50) abnehmbar ist und aus der folgenden Gruppe gewählt wird:

- Trepanationsinstrumenten,
- Nadeln und Implantaten,
- Laseremissionsköpfen oder Köpfen zur Freisetzung von Radioisotopen,
- Peilungs- und Beobachtungssystemen.

11. System nach einem der Ansprüche 9 und 10, dadurch gekennzeichnet, daß der Arm (51) in seiner Position bezogen auf das zweite Bezugssystem gesteuert wird, wobei die Translationsbewegung des aktiven Eingriffsorgans auf dem Arm durch die über das Instrumentarium zur Bezugssystemübertragung erfolgende Kopplung mit dem simulierten Eingriffsnullpunkt (ORI) und der simulierten Eingriffsrichtung ( $\Delta$ ) gelenkt wird.

12. System nach einem der Ansprüche 10 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß es ein Grundprogramm umfaßt, das im Falle eines chirurgischen Eingriffs die Durchführung der folgenden Arbeitsschritte ermöglicht:

- in Hinsicht auf die Vorbereitung des Eingriffs anhand der Abbildung in Form dreidimensionaler Bilder:
- die Auswahl der grundlegenden Strukturen der nicht homogenen Struktur, welche von Interesse sind, wie Knochen, Ventrikel, Gefäßzonen, der zu beobachtende oder zu behandelnde Tumor, und der Bilder der Basispunkte durch den Arzt,

- die Modellierung der grundlegenden Strukturen von Interesse, um die Abbildung der nicht homogenen Struktur und der Referenzstruktur zu definieren,

- die Simulation der Zielrichtungen, Bahnen und Verschiebungen der Geräte und Instrumente in dreidimensionalen Bildern, um den Eingriff an einer der festgelegten grundlegenden Strukturen von Interesse zu erreichen und zu gewährleisten,

- vor dem Eingriff, wobei der Patient auf den Eingriff vorbereitet wurde und die Referenzstruktur (RS) mit dem zweiten Bezugssystem ( $R_2$ ) verbunden wurde:

- die Bestimmung, mittels der Ortungsmittel (3), der Position der Basispunkte ( $M_1$  bis  $M_4$ ) der Referenzstruktur (RS) in dem zweiten Bezugssystem ( $R_2$ ),

- die Bestimmung, mittels der Ortungsmittel (3), der Position der Peilsysteme (PO) oder Geräte und des aktiven Organs (50) in dem zweiten Bezugssystem ( $R_2$ )

- die Ausarbeitung des Instrumentariums zur Bezugssystemübertragung (M, N),

- während des Eingriffs, mit Hilfe der Mittel (11) zur Bezugssystemübertragung:

- die Kopplung der Zielrichtung ( $\Delta$ ) des Eingriffsinstruments mit der in dreidimensionalen Bildern auf den Anzeigemitteln (1) simulierten Zielrichtung,

- die Kopplung der Verschiebungen und Bewegungen des Eingriffsinstruments mit ihren in dreidimensionalen Bildern simulierten Verschiebungen,

- die Erzeugung und Anzeige zweidimensionaler Bilder in hinsichtlich des simulierten Nullpunkts und der simulierten Richtung des Eingriffs festgelegten Ebenen,

- nach dem Eingriff:

- die Sicherung zum Vergleich in Echtzeit oder zu einem späteren Zeitpunkt im Falle von aufeinanderfolgenden Eingriffen am selben Patienten,

- das erneute Lesen der durchgeführten Arbeitsschritte mit der Möglichkeit, die von dem Eingriffsinstrument durchwanderten Zonen zu präzisieren und zu vervollständigen.

13. System nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die genannten ersten Mittel (110) zur Berechnung und Rekonstruktion der Vielzahl dreidimensionaler Bilder anhand von Daten zweidimensionaler Bilder ein Programm umfassen, das von einer Software des Typs CAO gebildet wird.

14. System nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zur Bezugssystemübertragung umfassen:

- einen ersten Submodul (201) zur Koordinatenübertragung Abbildung/nicht homogene Struktur, und
- einen zweiten Submodul (202) zur Koordinatenübertragung nicht homogene Struktur/Abbildung.

15. System nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß der erste Submodul (201) zur Übertragung umfaßt:

- ein Verfahren (2010) zur Erfassung der Koordinaten (XM, YM, ZM), ausgedrückt in dem ersten Bezugssystem (R<sub>1</sub>), des zu übertragenden Punkts der Abbildung durch Auswahl auf der Abbildung,
- ein Verfahren (2011) zur Berechnung der entsprechenden Koordinaten (XP, YP, ZP), ausgedrückt in dem zweiten Bezugssystem (R<sub>2</sub>), auf der nicht homogenen Struktur durch die Transformation:

$$\{XP, YP, ZP\} = M * N^{-1} * \{XM, YM, ZM\}$$

worin  $M * N^{-1}$  das Produkt der Matrix M und der reziproken Matrix N darstellt, und

- ein Verfahren (2012) zur Behandlung durch das Eingriffssystem mit Hilfe der Koordinaten (XP, YP, ZP), um den entsprechenden Punkt auf der Oberfläche der nicht homogenen Struktur (NHS) anzuzeigen oder um den Eingriff vorzunehmen.

16. System nach Anspruch 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, daß der zweite Submodul (202) zur Übertragung umfaßt:

- ein Verfahren (2020) zur Erfassung der Koordinaten (XP, YP, ZP), ausgedrückt in dem zweiten Bezugssystem (R<sub>2</sub>), des zu übertragenden Punkts der nicht homogenen Struktur,
- ein Verfahren (2021) zur Berechnung der entsprechenden Koordinaten (XM, YM, ZM), ausgedrückt in dem ersten

Bezugssystem  $\{R_1\}$ , auf der Abbildung durch die Transformation:

$$\{X_M, Y_M, Z_M\} = N * M^{-1} * \{X_P, Y_P, Z_P\}$$

worin  $N * M^{-1}$  das Produkt der Matrix  $N$  und der reziproken Matrix  $M$  darstellt, und

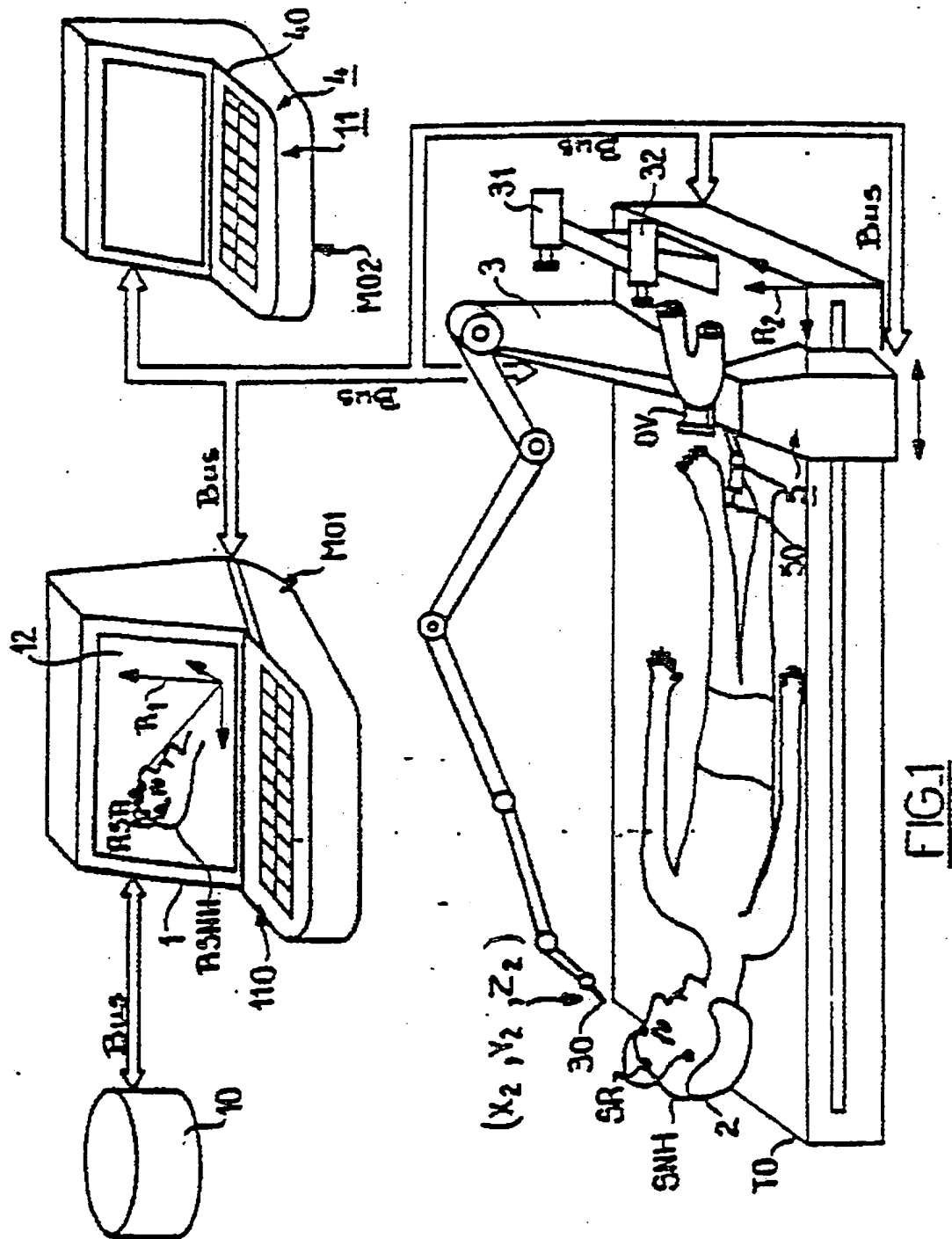
- ein Verfahren (2022) zur Anzeige mittels der Koordinaten  $(X_M, Y_M, Z_M)$  in der Darstellung durch die Mittel (1) zur dynamischen Anzeige.

17. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zur Bezugssystemübertragung verwendet werden, um eine Kopplung zwischen der Richtung der Sichtanzeige der Darstellung der nicht homogenen Struktur (DNHS) auf den Anzeigemitteln und der Richtung der Wahrnehmung der nicht homogenen Struktur und der Referenzstruktur durch das aktive Organ herzustellen.

18. System nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß vorgesehen ist:

- ein erster Modul (301) zur Sichtanzeige der Darstellung in einer durch zwei Punkte vorgegebenen Richtung,
- ein zweiter Modul (302) zur Sichtanzeige der Darstellung in einer durch einen Zielhöhenwinkel und einen Seitenwinkel vorgegebenen Richtung.

90915319.9 0494943



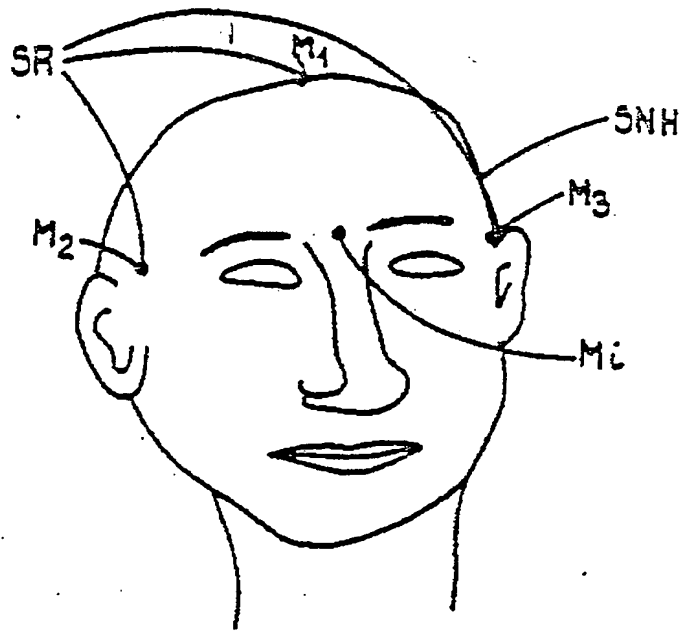


FIG. 2

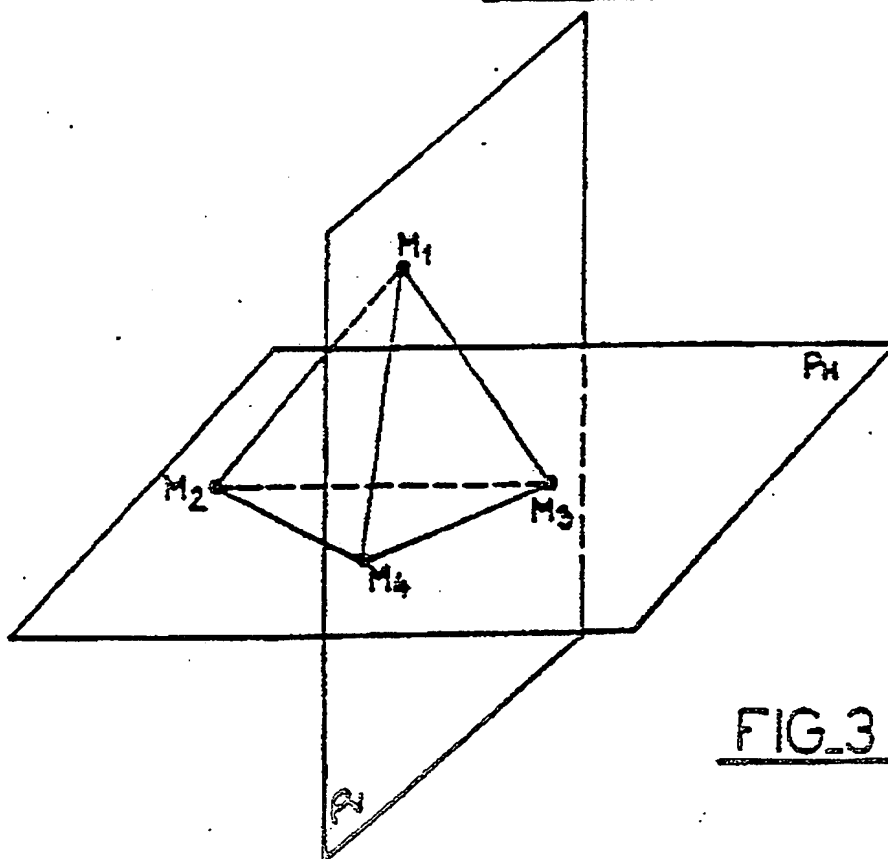


FIG. 3

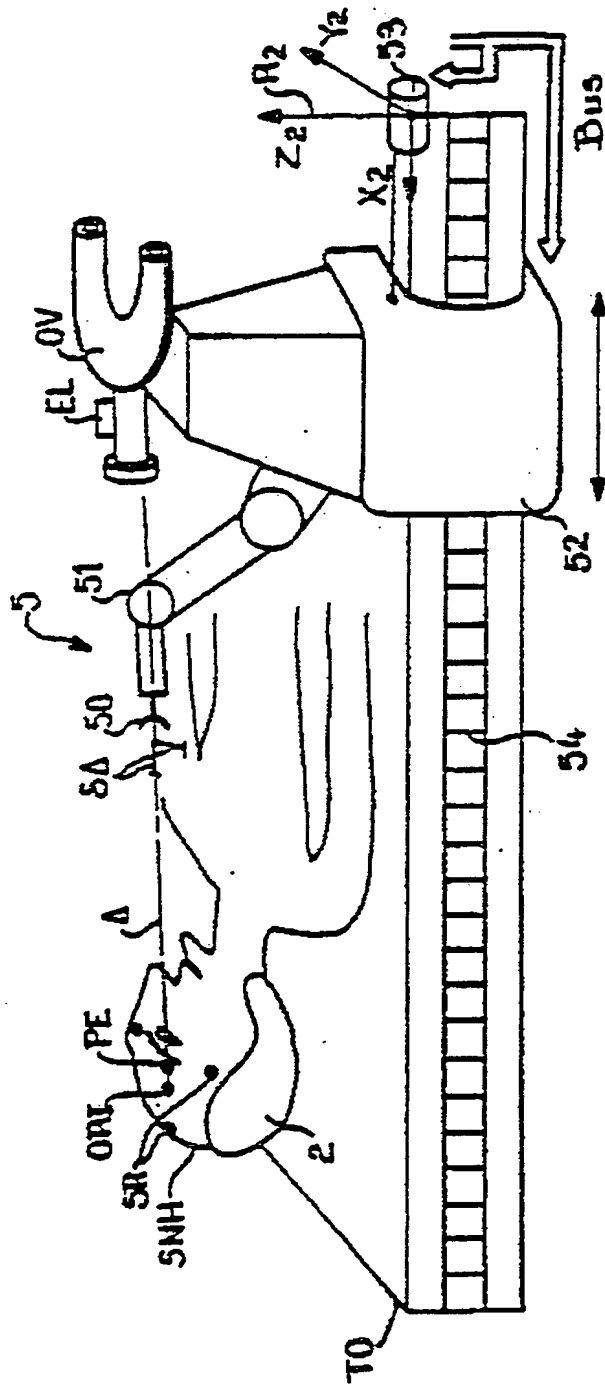


FIG. 4



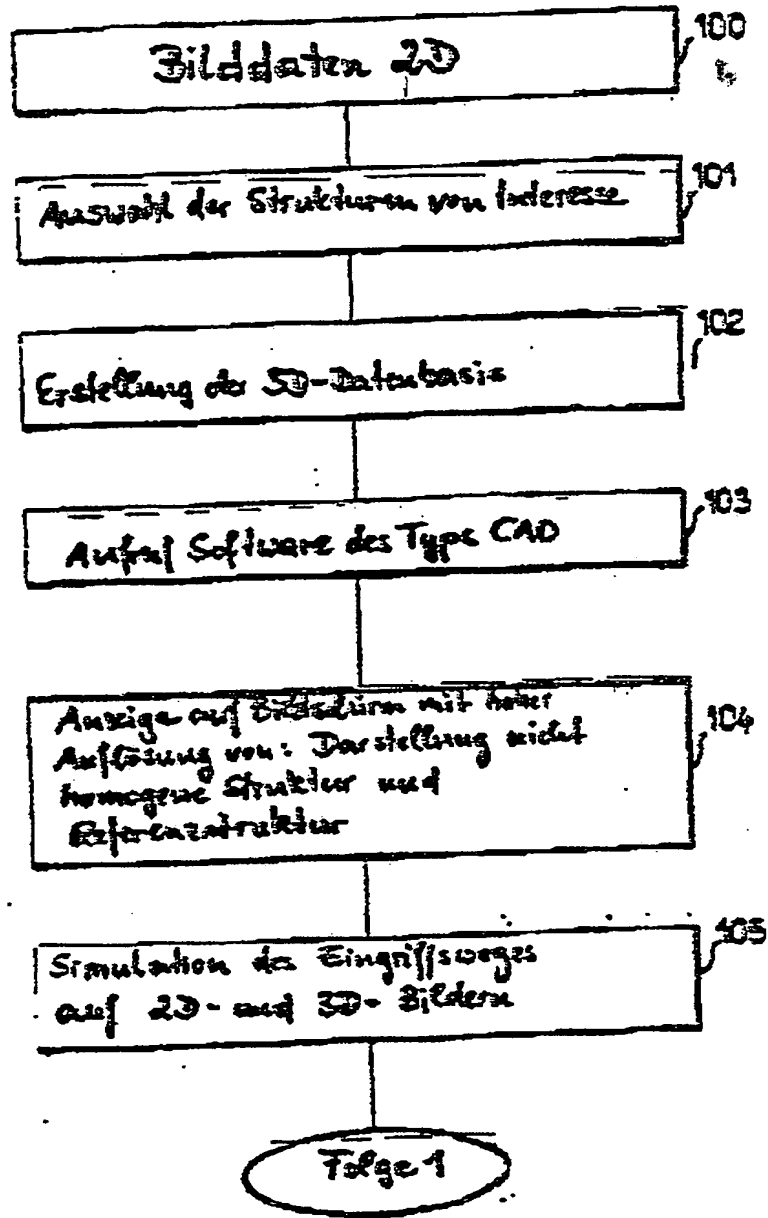


FIG. 5a

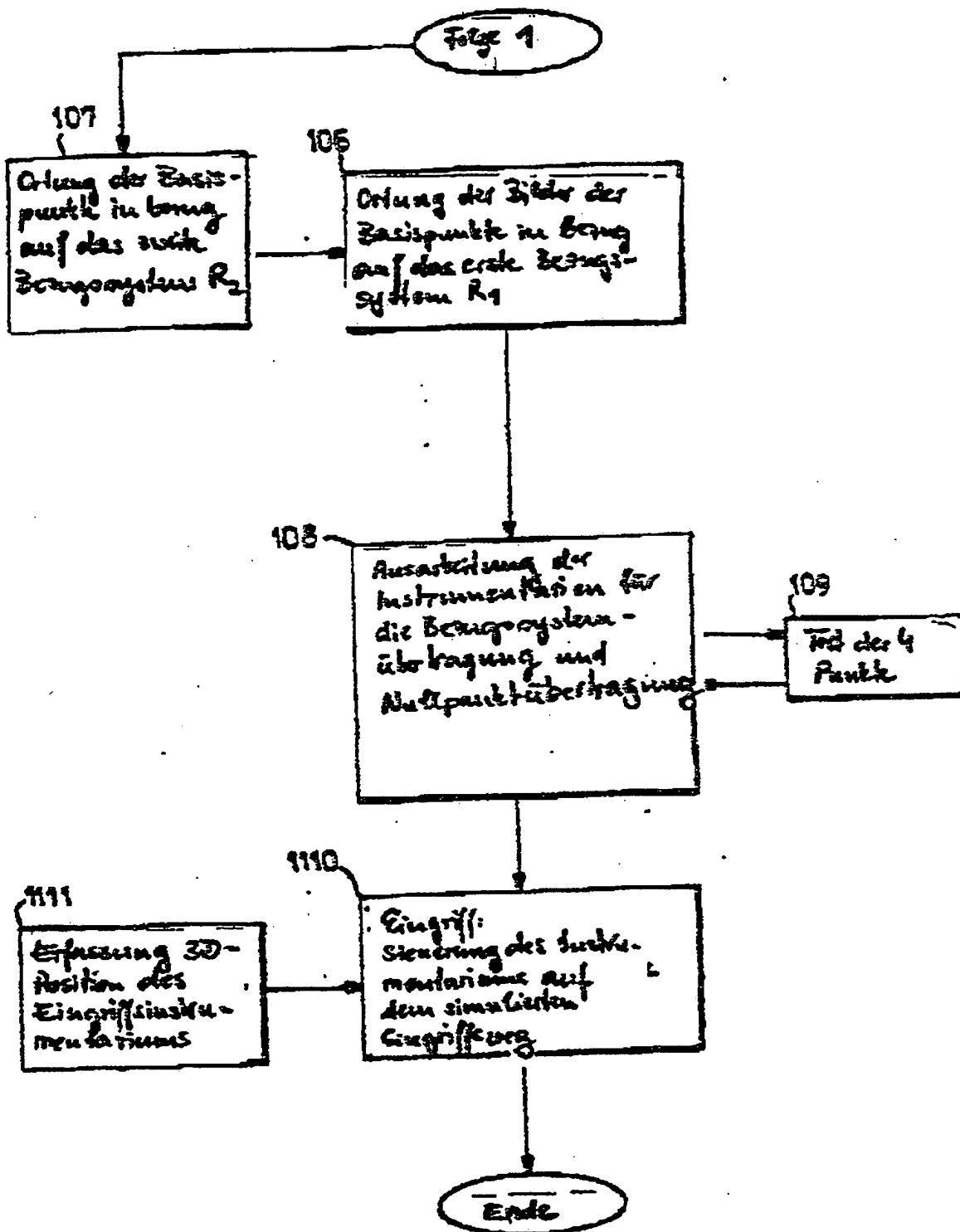


FIG. 5b

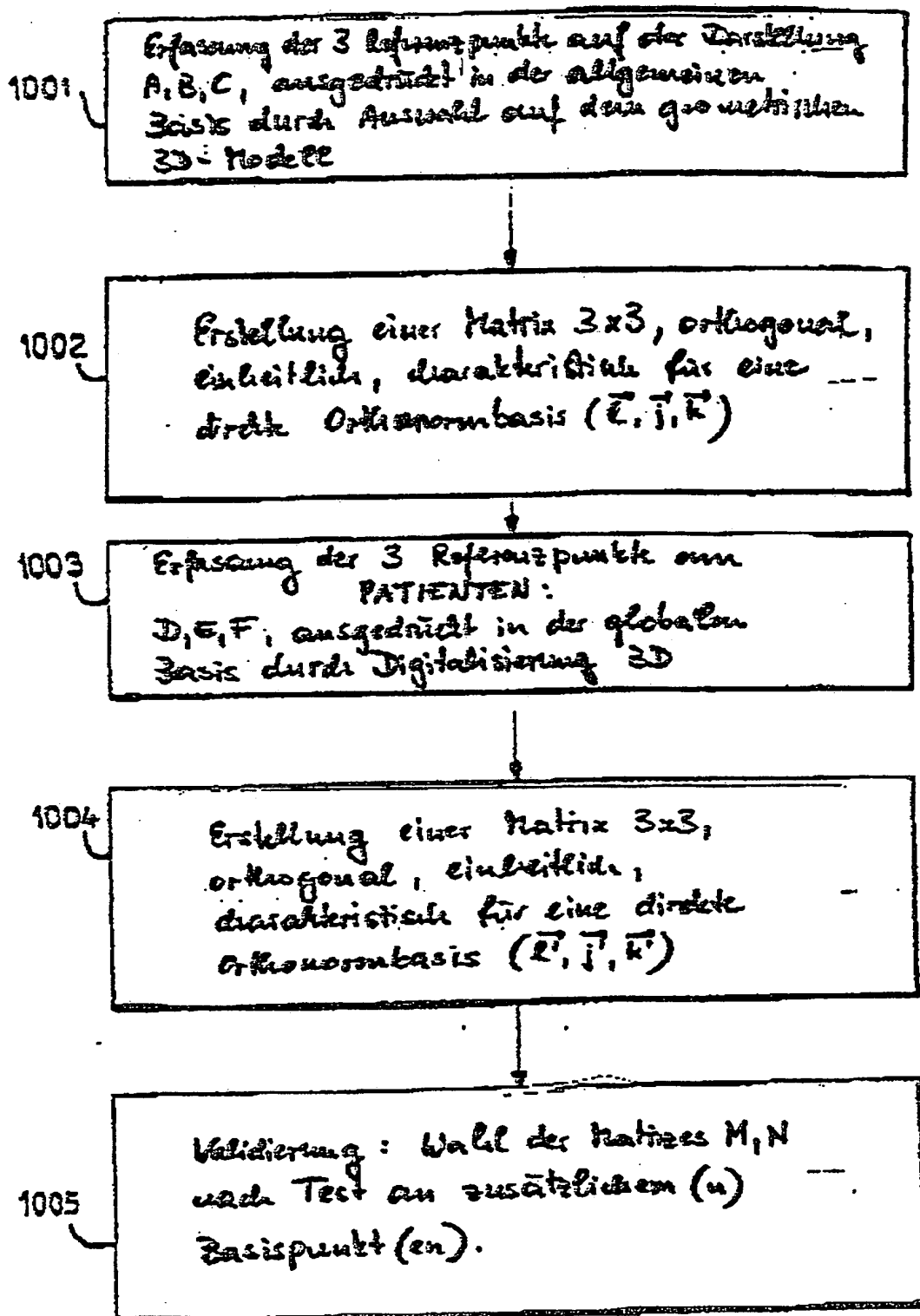
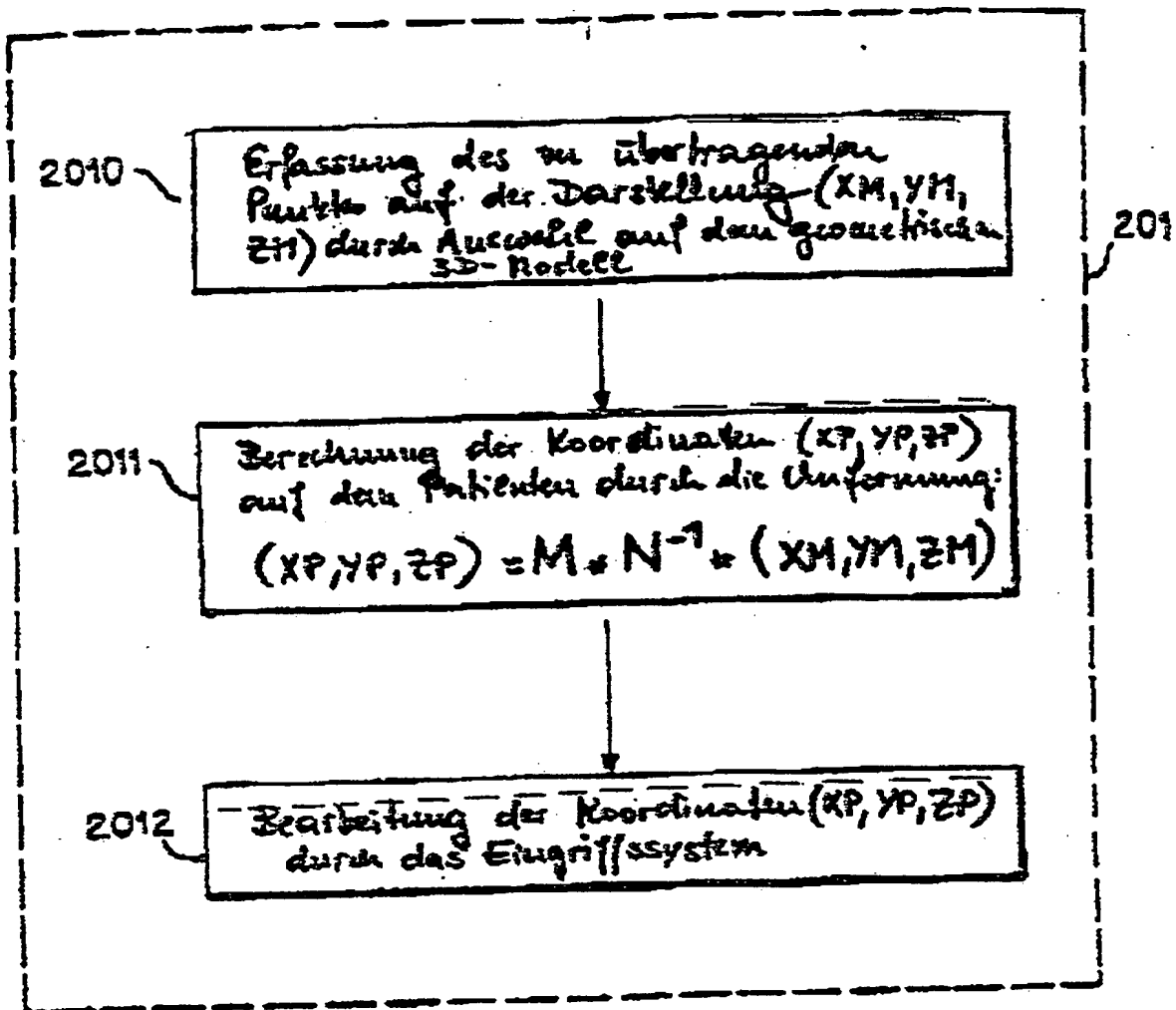


FIG.6

ERSATZBLATT

FIG. 7

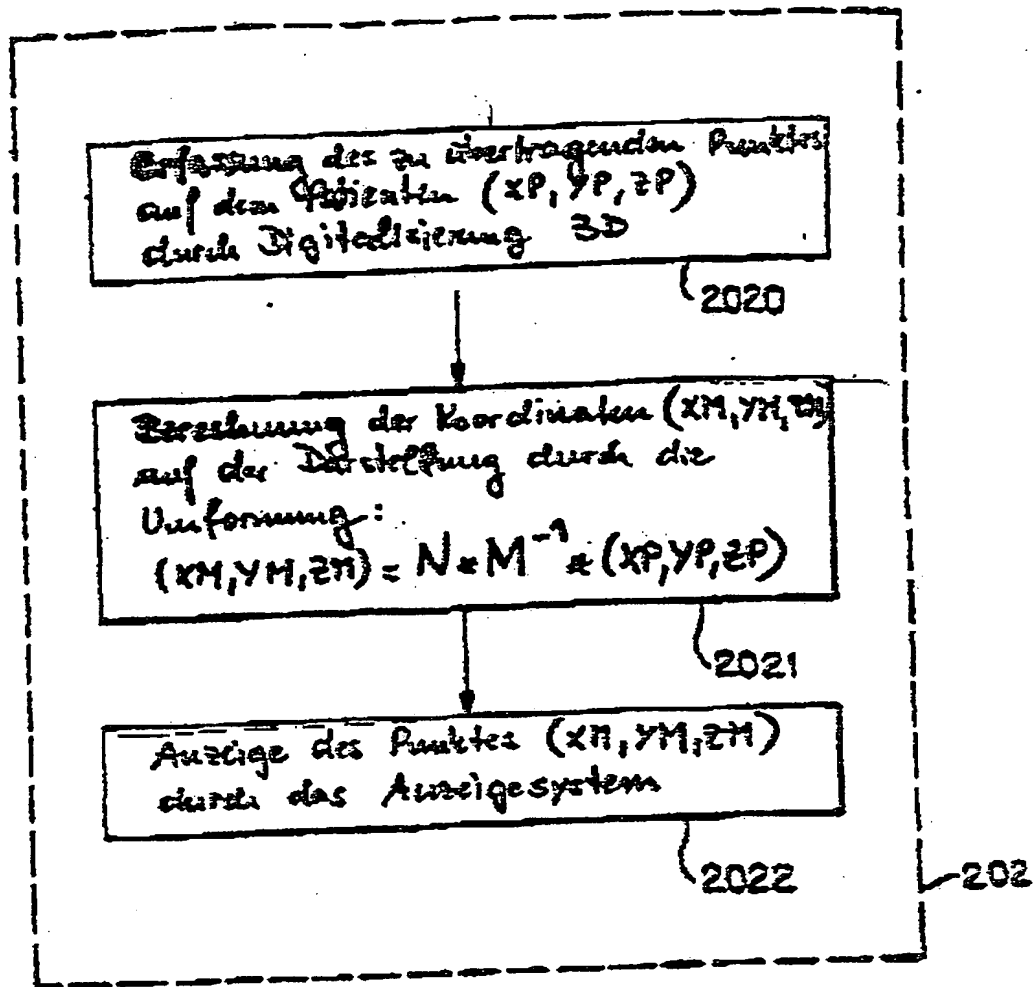


FIG. 8

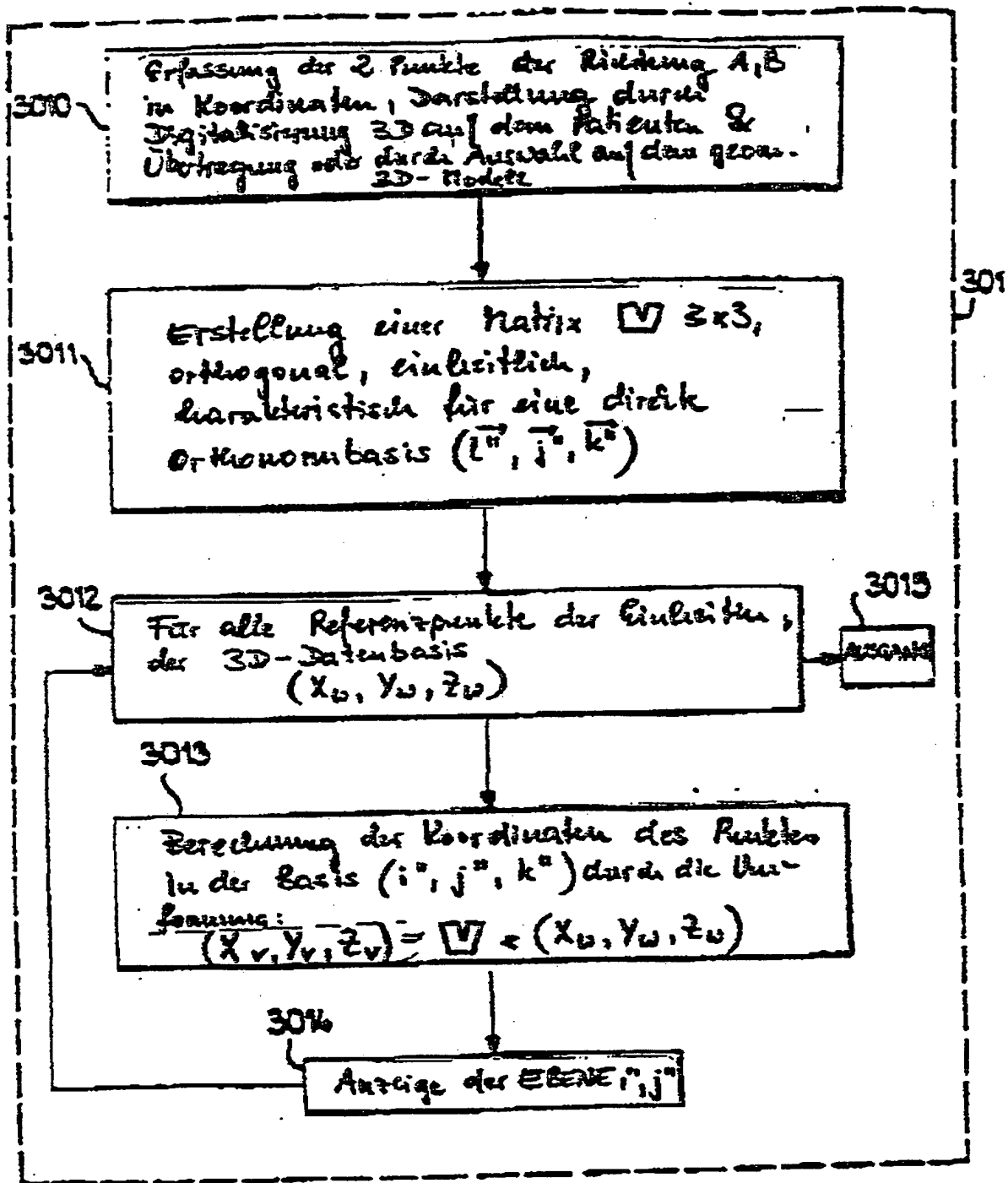


FIG.9a

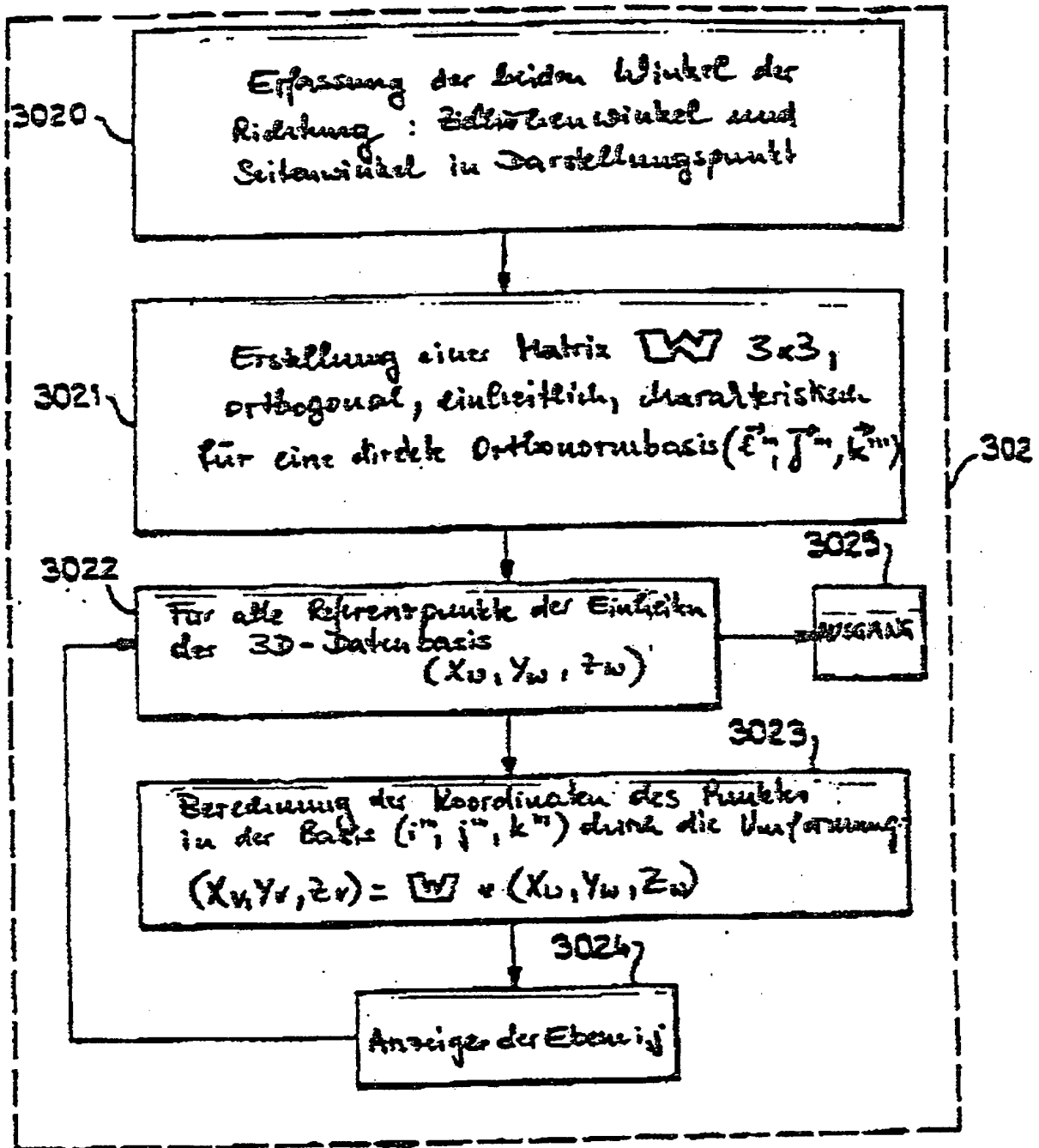


FIG. 9b

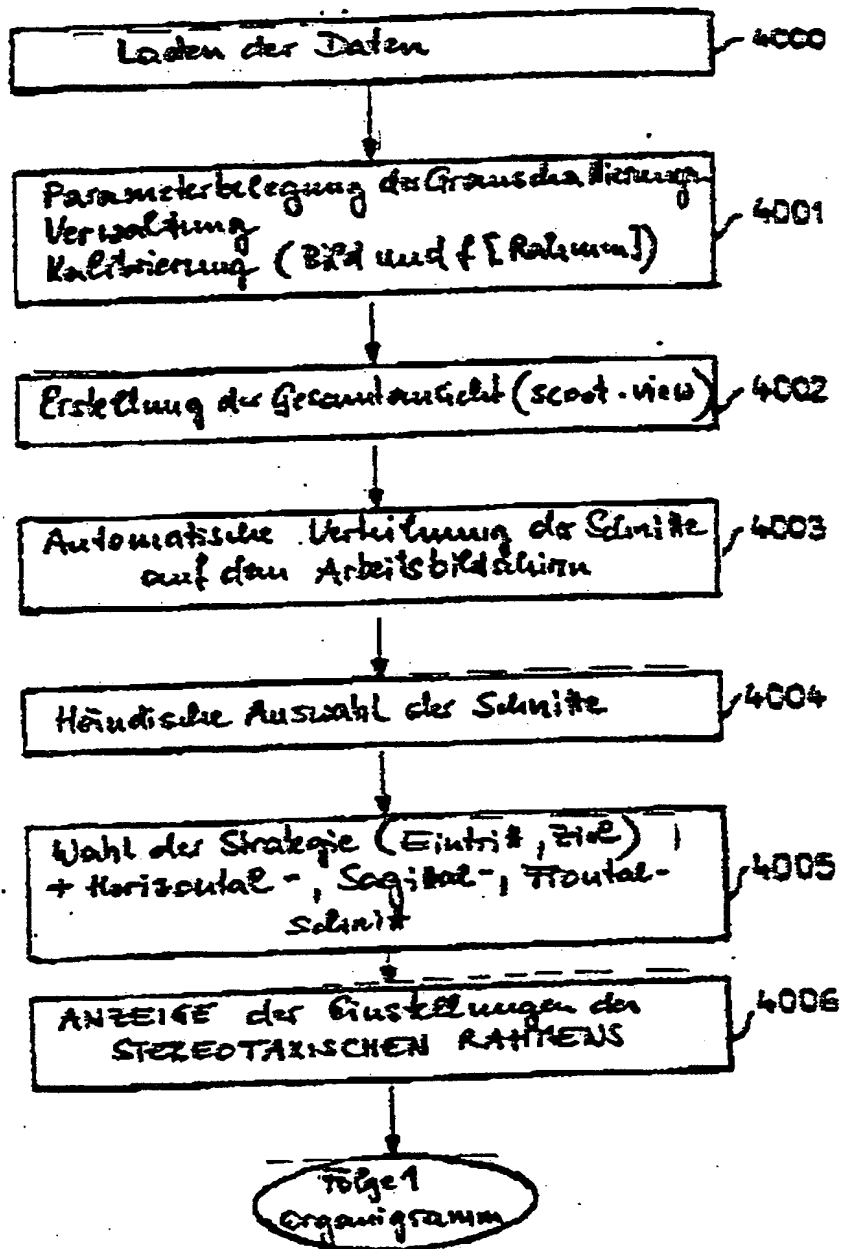


FIG. 10a



FIG. 10b

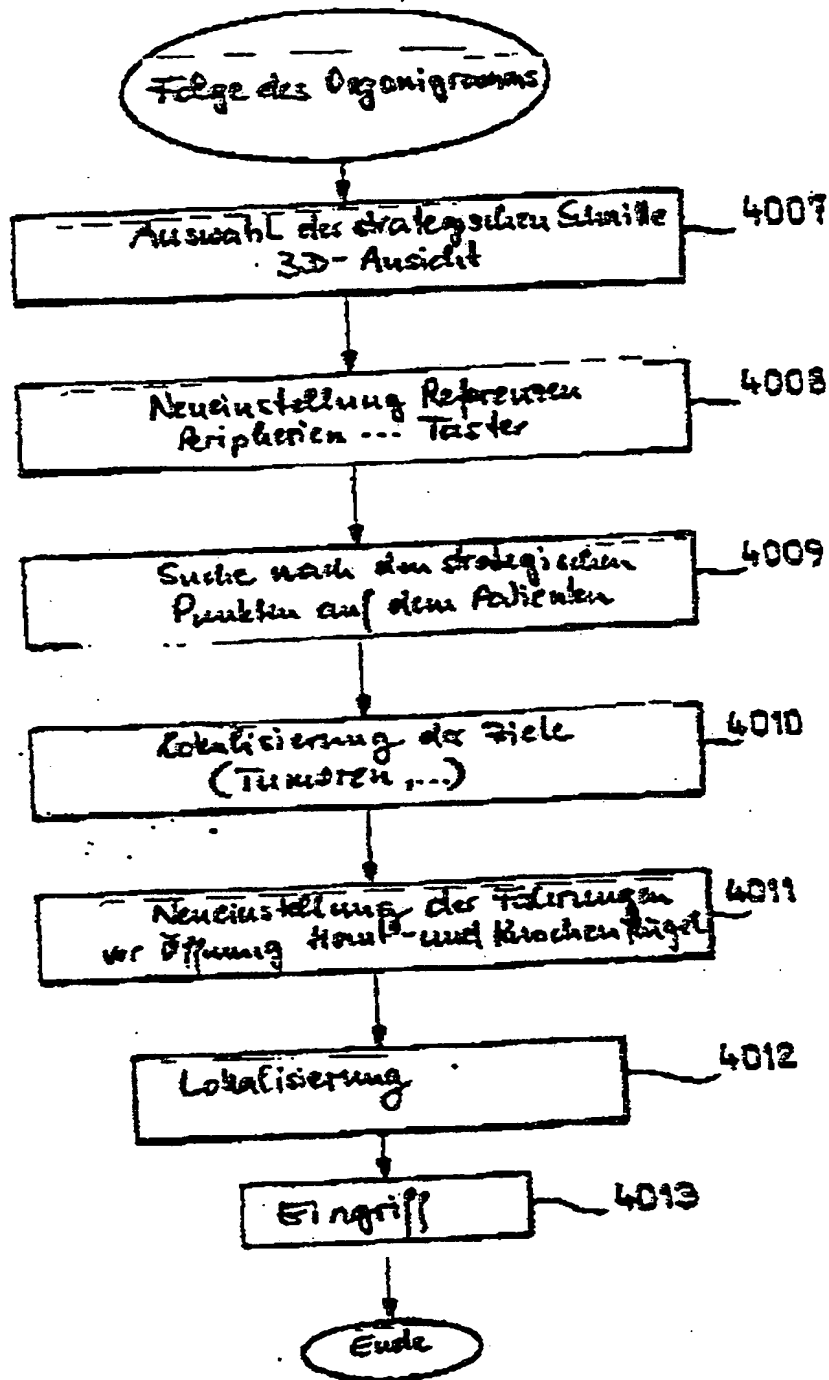


FIG. 10c

